

R. 8.366



G/36

"ESTUDIO DE LA FUNCION VENTRICULAR EN LAS
PERICARDITIS MEDIANTE ECOCARDIOGRAFIA."

José González de la Vera
Sevilla.- 1.981



HOSPITAL UNIVERSITARIO
DE LA
FACULTAD DE MEDICINA

AVDA. DR. FEDRIANI S/N
SEVILLA



CATEDRA DE PATOLOGIA GENERAL
DIRECTOR PROF. ENRIQUE ROMERO VELASCO

PROF. ENRIQUE ROMERO VELASCO, CATEDRATICO DE PATOLOGIA GENERAL Y PROPEDEUTICA CLINICA DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA, Y DIRECTOR DE LA ESCUAL PROFESIONAL DE APARATO CIRCULATORIO.

CERTIFICA:

Que D. JOSE GONZALEZ DE LA VERA, ha realizado - bajo mi dirección y la de D. CARLOS MARTINEZ MANZANARES, la tesis Doctoral bajo el título " ESTUDIO DE LA FUNCION VENTRICULAR EN LAS PERICARDITIS MEDIANTE ECOCARDIOGRAFIA " Lo que certifico para los efectos oportunos firmado en SEVILLA A NUEVE DE ENERO DE MIL NOVECIENTOS OCHENTA Y UNO.

Enrique Romero Velasco

FACULTAD DE MEDICINA - UNIVERSIDAD DE SEVILLA
CATEDRA
PATOLOGIA GRAL.
PROF. E. ROMERO
VELASCO

INDICE

- TESTIMONIO DE AGRADECIMIENTO	
- INTRODUCCION	1
- HISTORIA DE LA ECOCARDIOGRAFIA	4
- TEORIA DE LOS ULTRASONIDOS	6
- INOCUIDAD DE LA RADIACION ULTRASONICA	22
- IMPORTANCIA DE LA ECOCARDIOGRAFIA COMO METODO DE DIAGNOSTICO	29
- TECNICAS DE ULTRASONIDOS EN CARDIOLOGIA	48
- ANATOMIA DEL CORAZON	56
- IDENTIFICACION DE LOS ECOS CARDIACOS	82
- ECOCARDIOGRAMA DEL DERRAME PERICARDICO	90
- CUANTIFICACION DEL DERRAME PERICARDICO POR - ULTRASONIDOS.....	97
- MATERIAL Y METODOS	105
- RESULTADOS	116

- DISCUSION Y COMENTARIOS.....	118
- CONCLUSIONES	132
- BIBLIOGRAFIA	134

TESTIMONIO DE AGRADECIMIENTO

=====

Al Profesor E. Romero Velasco, de quien partió la idea del presente trabajo y que con gran entusiasmo nos ha dirigido hasta su conclusión.

Al Profesor M. Garrido Peralta, que nos ha permitido el estudio de los casos clínicos dentro de uno de los servicios de su dirección.

Al Dr. R. Moreno Alba, jefe de la unidad de ecocardiografía, que puso el archivo a nuestra disposición para la recopilación de datos.

Al Dr. C. Martínez Manzanares, que, con el Prof. Romero ha dirigido nuestro trabajo, con gran interés y constancia, ayudándonos en la orientación de algunos capítulos.

INTRODUCCION

La ecocardiografía es un moderno procedimiento exploratorio que utiliza los ultrasonidos como fuente de información para conocer la estructura del corazón e incluso alguna de sus partes. Aunque todavía se encuentra en sus comienzos, posiblemente tenga un considerable porvenir, debido a que se trata de un procedimiento incruento que puede proporcionar gran parte de la información que hasta ahora solo se obtenía por métodos cruentos.

Basicamente, la ecocardiografía realiza dos cosas fundamentales: mide la distancia entre las estructuras cardiacas y analiza el tipo de movimiento de las mismas. Realiza estas dos funciones con seguridad, facilidad y, dado el elevado costo de los procedimientos médicos, lo hace además en forma relativamente económica, y lo que es más importante, proporciona información de lo que era anteriormente inaccesible o solo podía obtenerse con gran dificultad, y no sin cierto peligro y molestias al paciente.

Entre las afecciones del corazón que pueden diag—

nosticarse inequívocamente destacaremos las colecciones líquidas del espacio pericárdico. Con la aplicación de los ultrasonidos, no solo diagnosticaremos la presencia de derrame, sino también el volumen aproximado del mismo.

Debido a su carácter inocuo, la ecocardiografía ha conseguido situarse como una técnica diagnóstica de garantía - de primer orden, apoyada además por su elevado poder de resolución y porque su índice de muestreo es rápido; este método exploratorio ha probado su utilidad, sobre todo, en la determinación del tamaño de las cavidades cardiacas, tipos de movilidad valvular, alteraciones estructurales y dirección, velocidad y amplitud de la pared ventricular izquierda, derrames pericardicos, etc.

Además se ha despertado un nuevo interes por: a) - desarrollar un método para obtener imágenes del corazón con — una orientación espacial y con una presentación dinámica bidimensional y seccional; b) determinar los modelos y cuantificar la velocidad del flujo sanguíneo intracardiaco; c) intentar de terminar las propiedades del tejido cardiaco por su efecto sobre el efecto de frecuencia del impulso ultrasónico, WEYMAN — (1.976).

Las razones anteriormente expuestas y el deseo de impulsar este método exploratorio en el diagnóstico de las en-

fermedades del corazón, nos han animado a realizar este trabajo, con la ilusión de que podamos aportar alguna luz al esclarecimiento y mejor entendimiento de la ecocardiografía en cuanto a lo que el derrame pericárdico se refiere.

Con la intención de hacer nuestro trabajo de la forma más elemental y para que su entendimiento sea más asequible y ordenado, lo hemos dividido en varios capítulos.

CAPITULO I

HISTORIA DE LA ECOCARDIOGRAFIA

En el año 1.883, Galton consigue ultrasonidos de 25.000 ciclos por segundo, pero no es hasta la segunda guerra mundial cuando se consigue dar un gran impulso a estos fenómenos físicos con el empleo del sonar: ALMAGRO (1.967); ADRIANGE (1.974); FORTUIN (1.976).

Al principio de estos descubrimientos estaban sujetos al secreto militar, pero concluida la guerra se fueron conociendo. Así en 1.942 ya se publican empleos de ultrasonidos para fines pacíficos: RICHARDSON (1.952), y en 1.950 aparecen los primeros trabajos de exploración del corazón: KRAINES (1.966). En 1.953, Hertz y el ingeniero Edler consiguieron el primer aparato comercial de cardiografía ultrasónica, como ellos la denominaron: EDLER (1.955).

Estos autores, aún con aparatos pocos sensibles, -

que poco a poco fueron perfeccionando, consiguieron ya descubrir las alteraciones de las estenosis mitral.

Después de estos trabajos, fueron los americanos - los que dieron el principal impulso a este procedimiento: FEIGEMBAUN (1.972).

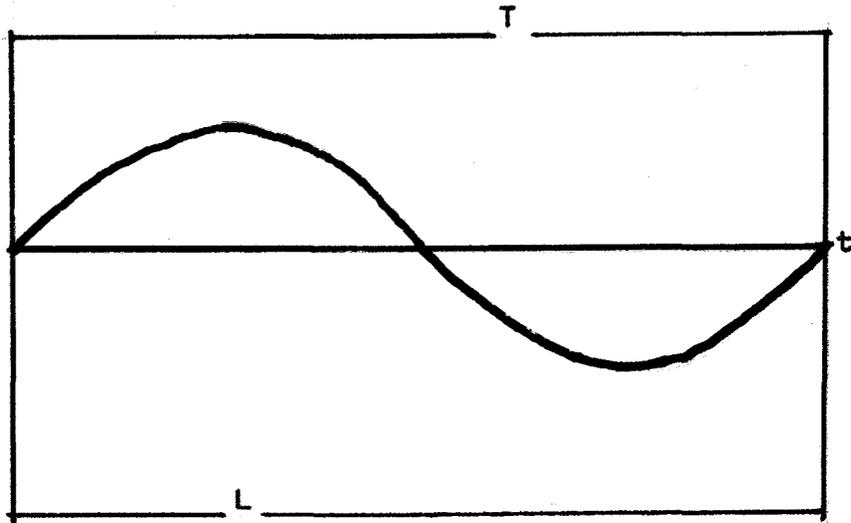
Citaremos, por último, el efecto Doppler en el estudio exploratorio de las arterias y para conseguir representaciones bidimensionales del corazón: WEYMAN (1.976).

CAPITULO II

TEORIA DE LOS ULTRASONIDOS

Por ultrasonido se entiende a las vibraciones de las partículas materiales cuya frecuencia es superior al umbral de audición humano, alrededor de 16 a 20 (Kiloerzios).

1 Hz. = un ciclo segundo.



L = Longitud de un periodo.

T = Tiempo en que se produce un ciclo. Se llama pe
riodo.

Su existencia se conoce desde 1.883, por los trabajos realizados por Galton, relacionados con los límites de la audición humana.

La propagación de las ondas ultrasonoras en los distintos medios materiales es muy análoga a la propagación del sonido, si bien, su absorción es mucho mayor.

Los procedimientos para provocar estas vibraciones son muy variados. Los más extendidos y estudiados son los que se fundamentan en la variación de las dimensiones de un sólido al someterlo a un campo magnético o eléctrico, fenómenos conocidos como magnetostricción y electrostricción, respectivamente.

Existen cuerpos, con propiedades muy particulares - que al someterlos a una carga de tipo eléctrico o magnético varían las dimensiones proporcional al cuadrado de la carga, llamados piezoeléctrico. En ellos existe un eje característico del cristal, formado: eje polar, eléctrico o piezoeléctrico. A lo largo de este eje un campo eléctrico provoca cambios de dimensiones o si en una presión sobre las caras perpendiculares del mismo, da lugar a la aparición de cargas eléctricas en los extremos de dicho eje.

La conversión de energía mecánica en eléctrica se denomina efecto piezoeléctrico directo; y la producción de energía mecánica, por la aplicación de un potencial eléctrico, se -

denomina efecto piezoeléctrico inverso.

Los cristales que presentan este efecto, muy usados en la aplicación de los ultrasonidos, son los que le faltan el centro de simetría, destacando el cuarzo, la sal de Rochelle, el titanato de bario, etc.

Cuando se aplican cargas magnéticas, se emplean aleaciones de níquel, cromo, hierro y cobalto.

Característica de la onda ultrasónica, su generación y su recepción.

El ultrasonido no se diferencia, en cuanto a sus características fundamentales del sonido perceptible a través del oído, pues representa un movimiento de materia.

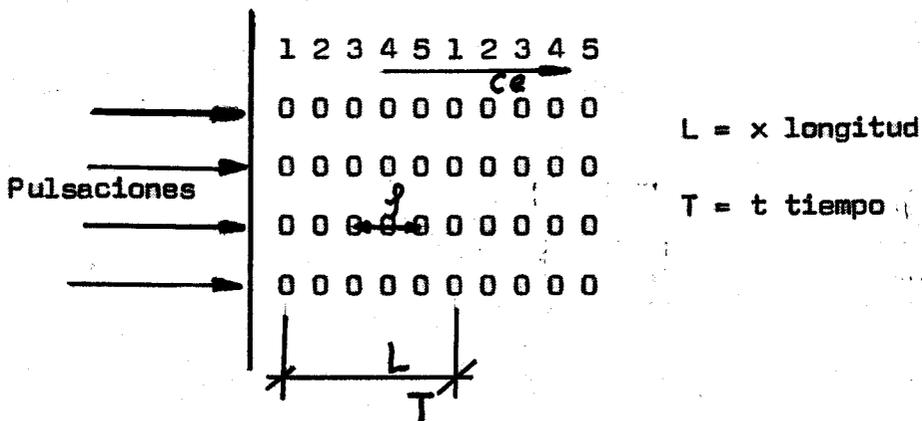
Si suponemos que la materia se compone de partículas unidas por un muelle eléctrico, si se empuja una partícula, ésta empieza a oscilar y comunica su energía a las partículas vecinas, propagándose a través de toda la masa. El número de variaciones u oscilaciones de las partículas, informa sobre si se trata de un sonido perceptible por el oído humano o de ultrasonido. En el sonido perceptible por el oído humano el número de oscilaciones es inferior a 20.000 segundos, mientras que al tratarse de ultrasonido, es a partir de un umbral de

20.000 segundos.

Teoría física de los ultrasonidos.-

Al igual que las ondas del sonido de las que se diferencia por su frecuencia, las ondas ultrasónicas son una propagación de las vibraciones de un medio material que posee las adecuadas condiciones de elasticidad de sus partículas.

Existen unas ondas longitudinales, donde el movi—miento de las partículas se propagan con una determinada forma y dirección. Se origina una serie mecánica de ondas a lo largo del material donde se van a producir las vibraciones.



Existen zonas de alternativas de compresión y enrarecimiento, siempre que las pulsaciones no sean uniformes, con la consiguiente variación de densidad; por tanto, hay que considerar la variación de la densidad proporcional a la presión.

$$P = K.R.r$$

La proporcionalidad mas que carácter isotérmico, —
tiene carácter adiabático.

Isoterma sería:

$$P = K.R.$$

K, es el factor de proporcionalidad.

r, es el factor adiabático.

Como ocurre en cualquier movimiento vibratorio armónico, al separar una partícula de su posición de equilibrio se encuentra sometida a una fuerza proporcional a su desplazamiento.

$$F = m. a$$

$$a = \frac{d^2 x}{d.t^2}$$

$$K.x = m. \frac{d.^2 x}{d.t.^2}$$

$$\frac{d^2 x}{d.t.^2} = \frac{K.x}{m}$$

El periodo viene definido por:

$$T = 2\pi \frac{m}{K}$$

Siendo la proporción de la partícula respecto a su posición de equilibrio:

$$x = A \cdot \text{sen } w \cdot t.$$

$$w = \frac{2\pi}{T}$$

Siendo w la velocidad angular.

$$x = \text{sen } 2\pi \cdot \frac{t}{T}$$

A es la amplitud máxima.

T es el periodo

t es el tiempo.

La energía total de una partícula en un instante determinado, viene dada por la fórmula:

$$E = \frac{2\pi^2 m A^2}{T}$$

E es la energía.

La energía es proporcional al cuadrado de la amplitud de la vibración.

Tanto en los movimientos de ondas transversales, - como en los longitudinales, más adelante se comentará que existe una relación muy ligada a las características del material entre la longitud de onda y la frecuencia.

$$C_1 = L \cdot f.$$

L es la longitud de onda.

f es la frecuencia.

La constante C_1 se define como la velocidad con que se verifica el proceso de difusión de onda a través de un determinado medio.

La longitud de onda, L, es la distancia entre dos compresiones iguales o zonas atenuadas iguales.

La frecuencia, f, es el número de oscilaciones que realiza la partícula en la unidad de tiempo.

Para varios materiales, la velocidad de propagación de las ondas longitudinales:

Acero: $C_1 = 5900$ m/seg.

Agua: $C_1 = 1480$ m/seg.

Aire: $C_1 = 330$ m/seg.

Teniendo en cuenta que la velocidad del sonido es una constante del material, se comprenderá fácilmente que al elegir una determinada frecuencia se fija automáticamente la longitud de ondas.

Onda transversal.-

Se origina al impulsarse en dirección paralela a la superficie, las partículas allí presentes. Si pudiesemos hacer una fotografía en un instante dado de la serie de ondas y las observásemos, entonces veríamos que las partículas en este caso guardan la misma distancia entre sí y que los planos de las partículas se desplazan, también, lateralmente entre sí.

Si se unen los puntos finales de cada onda, se consiguen unos máximos y mínimos de ondas. Si observamos el movimiento dinámico de la serie de ondas, se verá que tanto los máximos como los mínimos se desplazan, verificando una distancia constante. A esta distancia igual que la onda longitudinal se llama longitud de onda, L .

A la velocidad de propagación del sonido en la unidad de tiempo, se denomina C_T , cuando se propaga por la onda transversal.

Además del nacimiento diferente que tiene la onda transversal y longitudinal, existen unas diferencias muy notables en el caminar de las partículas.

Onda longitudinal.-

En la onda longitudinal oscilan las partículas en dirección a la propagación de las series de las ondas. En la onda transversal, en cambio, oscilan las partículas de la materia en sentido vertical a la dirección de la propagación.

En cualquier pulsación se puede considerar que un punto cualquiera de la vibración tiene la frecuencia:

$$F = f.t.$$

Otro punto situado a la distancia x , tendrá:

$$F = f. \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

Siendo v la velocidad si son armónicas las pulsaciones:

$$F = A. \operatorname{sen} \frac{2\pi D}{T} \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

Esta función es periódica de periodo T.

$$F = v.T.$$

$$F = A. \text{ sen } 2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{L} \right)$$

$$F = A. \text{ sen } 2\pi \left(nt - \frac{x}{L} \right)$$

$$F = A. \text{ sen } 2\pi (nt - Kx)$$

n es el número de ondas en la unidad de tiempo.

K es el número de ondas por unidad de longitud.

$$p = 3,1416.$$

Generación de ondas ultrasónicas.-

Son generadores de ultrasonidos aquellos dispositivos que pueden provocar en un determinado medio, una onda ultrasónica. Podemos distinguir un elemento primario o transformador en contacto directo con el medio que convierte una energía dada (eléctrica, magnética o mecánica), en otra de tipo mecánico que se propaga en forma de onda, con una frecuencia característica en el rango ultrasónico y, por otra parte, la fuente que proporciona la energía que ha de ser transformada.

Los elementos primarios, los podemos clasificar en los siguientes tipos:

- a).- Los que utilizan un campo eléctrico: piezoeléctrico, electrostáticos y emisores de chispa.
- b).- Los que utilizan un campo magnético: magnetostrictivos, electromagnéticos, vibradores, etc.
- c).- Los que utilizan energía mecánica: sirenas, emisores por frotamiento, etc.

Naturalmente, esta clasificación no agota toda la gama de elementos primarios existentes, ya que de hecho existen elementos primarios, mezcla de estos tipos, donde la energía de actuación es mixta.

En el argot común a estos elementos, se les llama transductores y los más utilizados son los de tipo piezoeléctricos y magnetostrictivos, entrando en esta palabra de transductores no solo el cristal piezoeléctrico, sino el acople de estas piezas formando un todo compacto.

La transmisión de las oscilaciones al objeto a verificar, es decir al acoplamiento correcto de la plaquita de cuarzo, unicamente es factible si no existe aire entre la pla-

quita de cuarzo y la pieza a contactar. Este aire se elimina - interponiendo entre la plaquita y la superficie del objeto una especie de líquido, que pueden ser también agua o aceite. La - plaquita piezoeléctrica va alojada juntamente con el material amortiguante y las conexiones necesarias en una pequeña caja - propia para ello.

Este emisor ultrasónico se llama corriente parpa--
dor.

Los traductores se pueden distinguir por varios --
factores:

1).- La sensibilidad, que se valora considerando el cuarzo X - (cristal tallado perpendicular al eje X de las coordenadas del espacio X y Z), con espesor adecuado para un M.Hz. (1000 K.Hz.)

Los valores absolutos de la sensibilidad dependen de las presiones de las superficies, la naturaleza de la señal eléctrica y la impedancia eléctrica efectiva.

2).- El poder de resolución que es directamente proporcional - a su amplitud de bandas de frecuencia. Su valor recíproco ex--
presados en tantos por ciento, es el número de ciclos que se -
refiere para que la vibración del cristal alcance la amplitud completa al aplicarle un voltaje de corriente alterna constante. Se le designa con la letra Q. Este valor aumenta con la -

frecuencia.

La sensibilidad aumenta al crecer el valor de Q. - Se necesita pues un compromiso para alcanzar el máximo del producto sensibilidad por resolución. Lo más corriente son sistemas con valores de Q entre 3 y 10.

3).- Independencia o resistencia de tradición de los transductores, dada por una inductancia L, una resistencia R y una capacidad C que designa con el nombre de macionales o movimiento.

El punto de resonancia

$$\omega = 2\pi f = \frac{1}{\sqrt{LC}}$$

ω es la velocidad angular.

f es la frecuencia.

La facilidad o prontitud para alcanzar la resonancia se expresa:

$$F = \frac{1}{Q} \cdot CR$$

4).- La energía que es capaz de proporcionar al medio.

5).- El rango total de frecuencia en el que puede actuar.

Procedimiento de transmisión.-

Después de haber logrado introducir una onda en un objeto a verificar por medio de una tensión alterna del palpador y a partir del medio necesario de acoplamiento, es imprescindible medir la presión sonora en cualquier punto, para poder sacar nuestras conclusiones respecto al estado del objeto.

Como receptor de la presión del sonido sirve un palpador de idéntica construcción que el cabezal emisor.

Factor de reflexión y de transmisión.-

Supongamos que el material entre los dos palpadores ante descrito, es homogéneo; el instrumento receptor señala una transmisión 100 por 100, no existiendo deficiencias en el material.

Si el material fuese homogéneo, señalará una transmisión inferior al 100 por 100. La cuestión de qué cantidad de sonido pasa y qué cantidad es reflejada depende de los dos materiales y por tanto de su independencia acústica.

La independencia acústica se define como el producto de la propagación, la velocidad y la densidad.

$$w = R C$$

Si son dos materiales, w_1 y w_2 entonces resulta un factor de reflexión R y un factor de transmisión D.

$$R = \frac{w_2 - w_1}{w_2 + w_1}$$

$$D = \frac{2w_2}{w_2 + w_1}$$

Esquema de la utilización o acción de los ultrasonidos con relación a la frecuencia.-

16 Hz Límite inferior de la audición del hombre.

100 Hz Vibraciones típicas de una lavadora.

200 Hz Límite inferior de las vibraciones de los petirrojos.

2 KHz Límite superior de los petirrojos.

4.1 KHz Límite superior de un piano.

8.03 KHz Vibraciones producidas por los grillos.

14.2 KHz Vibraciones producidas por los saltamontes.

16.0 KHz LIMITE SUPERIOR DE LA AUDICION DEL HOMBRE.

20.0 KHz FRECUENCIA A PARTIR DE LA CUAL EMPIEZA LOS ULTRASONIDOS.

90.0 KHz Diapasón

750 KHz Trabajos experimentales en biología.

15.0 MHZ Radar.

500 MHZ Límite superior conocido de frecuencia ultrasónica.

La aplicación de los ultrasonidos está ahora en — pleno desarrollo. Es utilizado el de la industria, la ingeniería, arquitectura, aviación, comunicaciones, etc., etc.

Una de las aplicaciones más en moda de los ultrasonidos es la medicina y dentro de ésta, la cardiología: "ecocardiografía".

CAPITULO III

INOCUIDAD DE LA RADIACION ULTRASONICA

Desde la introducción de los ultrasonidos en Medicina, para los fines que fuesen, se han efectuado numerosas investigaciones acerca del poder lesivo de estos fenómenos físicos. En este capítulo nos referimos a ellos, basándonos en los trabajos de diferente autores, que en experimentos realizados con animales, a los que se les aplicaban ultrasonidos en el craneo, para determinar el poder de alteraciones que producían en el cerebro de los animales.

Los efectos lesivos de los ultrasonidos son de tres tipos: Térmicos, debido a la absorción del ultrasonido; mecánicos, debido a la cavitación; y químicos. SCHIEFER (1973).

Según GORDON (1.959), autores como Lynn y Putman efectuaron en 1.949 las primeras investigaciones experimentales, e intentaron utilizar dosis de energías suficientes para producir lesiones demostrables. Los autores dirigieron un haz

de energía máxima sobre el cerebro, el cerebelo y la médula es pinal de tres perros, treinta gatos y cuatro monos, durante pe riodos de cinco a quince minutos, produciendo lesiones parcia- les e irreversibles en estos animales de experimentación.

Todos estos casos mostraron efectos clínicos des— pueés de haber transcurrido un periodo de tiempo más o menos — prolongado desde la aplicación del haz de ultrasonidos. En al— gunos de estos casos las alteraciones clínicas remitieron y se normalizaron al cabo de pocos días.

En las autopsias se hallaron áreas cunsiformes de necrosis en todos los casos, en las cuales el borde cortante — se dirigía hacia la sustancia blanca. En estos casos también — había ocurrido una necrosis parcial del parénquima. Las célu— las nerviosas se habían necrosado, pero las de la glia permane cian intactas.

Otros estudios fueron realizados posteriormente — con perros jóvenes aplicando sonidos de forma continua a una — frecuencia de 0,8 Mhz. Hueso en crecimiento fué expuesto a una intensidad de $2,5 \text{ W/cm}^2$ durante periodos de hasta quince minu— tos. Salvo alguna tumefacción de los tejidos blandos, no se ob servó ninguna lesión tisular. Se apreció una reacción dolorosa evidente, con una intensidad de $3,25 \text{ W/cm}^2$

Un periodo de cinco minutos de radiación, solo de—

terminó ligeras lesiones tisulares, mientras que un periodo de quince minutos ocasionó una lesión masiva del hueso. En estas experiencias se observó que la reacción dolorosa aparece en — una fase en la que todavía no se observaron lesiones tisulares, por ello el umbral de destrucción hística, cuando el sonido se irradia de forma continua, se encuentra en los $2,5 \text{ W/cm}^2$ durante cinco minutos, SCHIEFER (1.973).

Otras experiencias llevadas a cabo en ratas, exponiendo a la acción de los ultrasonidos de forma prolongada a — órganos considerados en general como sensibles particularmente a los ultrasonidos, a saber, los testículos, los ovarios y el útero del animal preñado. Se utilizaron sonidos a una frecuencia de 1 Mhz. y una intensidad de $3,5 \text{ W/cm}^2$, durante un tiempo de exposición de cinco minutos. Esta dosis fué repetida a — un potencial cinco o seis veces en días alternos. En varios ca sos el tiempo de radiación se aumentó hasta los quince minutos. La función de los organos arriba mencionados no pudo ser interrumpida. Se observó una degeneración puntiforme de los testículos, sin que de forma inequívoca resultara menoscabada la — función. Se apreciaron alteraciones en el embarazo, solamente cuando se utilizaron dosis extraordinariamente altas.

En 1.949, describe Schiefer que autores llevan investigaciones muy amplias sobre ultrasonidos aplicados al sistema nervioso central. Los animales utilizados para estas ex—

periencias fueron cobayas. La frecuencia utilizada fué de 1 MHz. Los ultrasonidos se aplicaron moviendo la cabeza hacia delante y hacia atrás sobre una película de aceite en el área sagital de la cabeza o bién manteniendo la cabeza del animal sobre el cono de una corriente de agua. Si se utilizaba la película de aceite, la intensidad empleada se halló entre los 4 y 6 W/cm². Si el contacto se efectuaba mediante una corriente de agua, se encontró entre los 3 y 6 W/cm². La duración de la radiación fué de cinco a doce minutos y medio. La mayoría de las mínimas modificaciones provocadas de esta forma, consistieron en una dilatación de los vasos subaracnoideos y de los capilares corticales en un área circunscrita que correspondía al área irradiada.

Otras alteraciones más graves fueron las hemorragias subaracnoideas, que determinaron un taponamiento de las cisternas de la base, en algunos casos.

Todos los animales irradiados a una intensidad superior a los 4,8 W/cm² durante un periodo de tiempo de cinco a doce minutos mostraron evidentes alteraciones morfológicas en el propio tejido cerebral. Según el tiempo de supervivencia dichas alteraciones consistieron en hemorragias, necrosis del tejido cerebral o una cicatrización precoz.

Los focos de necrosis siempre eran cuneiformes, ha

llándose una correlación general entre las lesiones del tejido cerebral, causadas entre los efectos de los ultrasonidos y los producidos por traumatismos craneocerebrales, sugiere un mecanismo similar para el desarrollo de ambos tipos de lesión. Podemos imaginarnos la forma particular de los focos traumáticos como ocasionadas por el simple desplazamiento de las ondas de choque, así pues condicionadas por fuerzas puramente mecánicas. En favor de ésto habla también la aparición de ciertas lesiones tisulares momentaneas (rotura de vasos), cuando aún persiste la acción de la fuerza. Un mecanismo similar para los ultrasonidos es admitido también por numerosos autores.

Investigaciones posteriores llevadas a cabo en dos perros sometidos a un sonido continuo con una frecuencia de — 2 a 4 Mhz. Un perro fué irradiado durante once minutos y medio con una intensidad de $1,5 \text{ W/cm}^2$. Ninguno de los dos animales mostró lesiones en el tejido cerebral reconocidos en el examen histológico. De modo similar se expuso a un gato a una intensidad de radiación de 15 W/cm^2 . Durante quince minutos usando — una frecuencia de 0,8 MHz, mientras se registraba un encefalograma. No se apreciaron alteraciones electroencefalográficas. Dos seres humanos también fueron expuestos durante 9 segundos a un sonido continuo, aplicado directamente a la cabeza, con — una frecuencia de 0,2 MHz y una intensidad de 2 W/cm^2 , con registro simultaneo del electroencefalograma, como en el caso —

del gato. Aunque no pudieron apreciarse alteraciones en el — electroencefalograma, ambos individuos aquejaron ligeras cefaleas en el área principal de irradiación.

Las únicas experiencias dedicadas especialmente a la cuestión de lesiones tisulares, provocadas por los ultrasonidos en la ecoencefalografía, han sido estudiadas por TAYLOR en 1.967, según hemos podido constatar en la revisión de SCHIEFER (1.973). Aquel autor empleó un ecoencefalógrafo Siemens — USM 1 y expusieron a seis pacientes, entre adultos y niños, a una dosis de ultrasonidos de 1 mW/cm^2 . durante más de una hora. Los resultados de los estudios electroencefalograficos, bioquímicos e histológicos, no revelaron ningún indicio de lesión tisular.

Los resultados de las investigaciones descritas indican que se deben aplicar un sonido continuamente, de una intensidad de varios wattios, durante un periodo de tiempo de algunos minutos, para que se produzcan lesiones tisulares.

Sin embargo, la intensidad de ultrasonidos empleadas para el diagnóstico ecoencefalográfico son varios órdenes de magnitud menores que los valores dados con anterioridad, — La intensidad máxima del ultrasonido con un cabezal de 24 mm. es de 1.10^{-3} W/cm^2 y con un cabezal de 10 mm. es de 5.10^{-3} W/cm^2 . Además la absorción del ultrasonido en el hueso, reduce también la intensidad del ultrasonido que penetra en el encé—

falo, de tal modo que solo es eficaz una fracción de los 1.10^{-3} W/cm², es decir, prácticamente menos de unas diez milésimas del umbral de destrucción tisular, determinado experimentalmente. Por tanto, puede afirmarse con certeza que no es posible una lesión tisular aún en las investigaciones ultrasónicas prolongadas, como se ha demostrado.

Esto que hemos descrito respecto a las lateraciones tisulares que pueden provocar los ultrasonidos y que se han referido al encéfalo principalmente, puede ser aplicado a todos los órganos en general. SCHIEFER (1.973)

CAPITULO IV

IMPORTANCIA DE LA ECOCARDIOGRAFIA

COMO METODO DE DIAGNOSTICO

La ecocardiografía de modo M, ha conseguido situar se rápidamente como una técnica diagnóstica en cardiología. Debido a su carácter no agresivo, a su elevado poder de resolución y a su índice rápido de muestreo, este método de exploración ha probado su utilidad, sobre todo, en la determinación del tamaño de las cavidades cardiacas, tipos de movilidad valvular, alteraciones estructurales y dirección, velocidad y amplitud de movimientos de la pared ventricular izquierda.

El creciente interes por la ecocardiografía y por su utilidad, ha estimulado el deseo de obtener más información diagnóstica sobre el corazón a partir de la reflexión de los ultrasonidos. Esto ha conducido al desarrollo de mejores técnicas en la realización del examen de modo-M y a una mejor interpretación de los datos conseguidos. Además se ha despertado un

nuevo interés por:

- 1.- Desarrollar un método para obtener imágenes del corazón - con una orientación especial y con una presentación dinámica bidimensional y seccional
- 2.- Determinar los modelos y cuantificar la velocidad del flujo sanguíneo intracardiaco utilizando el efecto Doppler - de varias frecuencias.
- 3.- Intentar determinar las propiedades del tejido cardiaco - por su efecto sobre el espectro de frecuencias del impulso ultrasónico.

En este capítulo revisaremos brevemente el estado actual de la ecocardiografía clínica e indicaremos algunas de las direcciones que se han tomado en la investigación ultrasónica.

La utilización de los ultrasonidos en el diagnóstico cardiaco, se basa en el principio de que un impulso ultrasónico transmitido dentro del corazón se reflejará en parte para cada estructura aislada que encuentre. Se puede cuantificar de esta forma la energía reflejada o la fuerza del eco, y la distancia desde la estructura reflectora hasta la -

fuelle de transmisión o traductor, si conocemos la velocidad del ultrasonido en el tejido y el tiempo requerido por el impulso para atravesar éste, chocar contra la superficie reflectora y volver. Convirtiendo el tiempo en distancia, la ecocardiografía standar muestra estos ecos a una distancia de la línea de referencia proporcional a la que existe entre el transductor y la estructura reflectora.

Dependiendo del tipo de presentación, la intensidad del eco puede ser representada por la amplitud (modo-A) o por el brillo (modo-B).

Los ecos de una estructura estática permanecen fijos en relación con el transductor o línea de referencia, mientras que los provenientes de estructuras móviles varían de posición.

Para analizar mejor el patrón de movilidad del eco producido por estructuras móviles, los ecos, representados como una línea de puntos modulados por el brillo (modo-B), pueden ser conducidos y representados en un osciloscopio (modo-M). En esta forma de representación los ecos producidos por estructuras estáticas, aparecen como líneas rectas, mientras que los reflejados por estructuras móviles, se ven como líneas ondulantes.

Examinado los patrones y las localizaciones de -

los ecos en movimientos, se puede obtener una gran cantidad — de información respecto a las estructuras que los producen.

Hasta la fecha, el principal uso de la ecocardiografía, radica en dirigir un haz ultrasónico a través de una estructura específica o grupo de estructuras y, de esta manera, grabar una visión puntiforme del patrón de movilidad de esta — superficie.

La válvula mitral ha sido la más extensamente estudiada, debido a que presenta mayor movilidad de cualquier u — otra estructura cardíaca y a que es fácilmente accesible el — haz ultrasónico. El movimiento de la valva mitral anterior dirigiéndose hacia el transductor en el momento de iniciarse el el llenado ventricular rápido y después de la sístole auricular y alejándose de él al final del llenado ventricular y con la — sístole del ventrículo, inscriba la clásica forma en "M", en — la grabación del modo-M. La valva mitral posterior, que se mueve dando una imagen especular de la valva anterior, aparece como una "W". El movimiento de la valva anterior con el patrón — normal M, se altera de una manera característica en varios estados patológicos.

Afortunadamente, la mayoría de las estructuras cardíacas se mueven de un modo ligeramente distinto, lo cual ayuda a su identificación y a diferenciar los movimientos normales de los anormales, la mayor dificultad al interpretar la —

ecocardiografía, radica, por tanto, en el reconocimiento de — los modelos o patrones.

La visión puntual aislada de varias partes del corazón es aún el principal método para hacer un diagnóstico ecocardiográfico en pacientes con enfermedad valvular.

Con la ampliación del uso de la ecocardiografía a las enfermedades cardíacas isquémicas y congénitas, se llegó a entender que no solamente era importante el patrón de movilidad de estructuras y aéreas aisladas, sino que también lo eran las inter-relaciones entre ellas;

Esto condujo al desarrollo del concepto del análisis o barrido del modo M. El barrido se refiere únicamente al movimiento del haz ultrasónico. Mientras éste se mueve, la pantalla está grabando continuamente. El haz ultrasónico se mueve, cubriendo un determinado sector, lo cual significa que el punto del transductor es fijo y que lo que varía es el ángulo. Este tipo de grabación muestra las interrelaciones entre varias partes del corazón. Esta relación longitudinal se ha hecho muy importante en varias anomalías cardíacas.

El paciente con enfermedades cardíacas congénitas, por ejemplo, es esencial la visualización de la continuidad entre la válvula mitral y la aórtica, así como la del tabique interventricular y la raíz aórtica anterior. Esta información es

de valor, además en los pacientes con coronariopatías y disfunción segmentaria del ventrículo, ya que permite comparar la movilidad de la pared en varias aéreas y hacer una estimación cuantitativa de la extensión del movimiento alterado.

Realizando este análisis desde distintas localizaciones del transductor, se puede examinar una parte mayor del ventrículo izquierdo. Si, además del sector de rutina del área mitral, el transductor se mueve hacia una posición media y baja en relación con el cuerpo del ventrículo izquierdo y se repite la exploración, se puede apreciar un área más extensa del tabique interventricular y de la pared posterior, junto con el ápex cardiaco. Deslizando el transductor lateralmente de forma que cruce la región precordial (exploración longitudinal), podemos visualizar la pared anterior del ventrículo izquierdo. Colocándolo en área subxifoidea y explorando a través del ventrículo izquierdo, se obtiene una grabación de la porción media del tabique interventricular y de la pared lateral del ventrículo. Realizando el examen del ventrículo izquierdo, de esta manera, variando las posiciones del transductor, es posible estudiar la movilidad de la pared de un gran segmento de esta cavidad cardiaca.

Junto con las mejores innovaciones en la técnica del examen del modo M, los métodos perfeccionados de análisis han aumentado la cantidad de información diagnóstica que se

puede obtener con una exploración de este tipo. Se ha hecho — hincapié, además en ecocardiografía pediátrica, en la aproximación deductiva del análisis del modo-M. Esta aproximación combina el conocimiento del desarrollo embriológico del corazón — con la posición espacial determinada ecocardiográficamente y — las inter-relaciones entre las válvulas auriculo-ventricular y semilunar, para determinar las relaciones entre las cavidades cardíacas y los grandes vasos, y diagnosticar así lesiones con genitas complejas. Este razonamiento se puede aplicar, también, a la ecocardiografía del adulto. Por ejemplo, la visión puntual aislada de la válvula mitral en un paciente con estenosis mitral aclarará solamente una parte del diagnóstico cardíaco.— Si existe hipertensión pulmonar, cabría esperar cambios en la movilidad del eco de la válvula pulmonar. Si la hipertensión — es importante y se produce una insuficiencia pulmonar, ésta de berá reflejarse por aleteo de la válvula tricúspide anterior,— mientras que la sobrecarga volumétrica resultante del ventrículo derecho, ocasionará una dilatación de esta cavidad, así como un movimiento paradójico del tabique interventricular.

Cuando se encuentra un patrón de sobrecarga de volumen del ventrículo derecho en ausencia de insuficiencia pulmonar y aleteo de la valva tricúspide anterior, el diagnóstico más fácil sería la insuficiencia tricuspídea.

Podemos obtener un diagnóstico cardíaco más comple

to, analizando los patrones de movimiento de varias estructuras cardiacas diferentes. De esta manera, podemos diagnosticar, una amplia gama de lesiones cardiacas importantes y frecuentemente muy complejas, combinando dos puntos:

- 1.- La visión puntual básica de estructuras intracardiacas aisladas.
- 2.- Las técnicas de la exploración del modo-M, para demostrar las interrelaciones entre estas estructuras.
- 3.- Exploración desde varias localizaciones distintas del transductor para aumentar la zona cardiaca estudiada.
- 4.- Interpretación del ecograma del modo-M, basándonos en el conocimiento de los principios de embriología cardiaca, anatomía y patofisiología de las enfermedades del corazón.

A pesar de los perfeccionamientos en la ecocardiografía de modo-M, parece que se puede obtener mucha más información del corazón a partir de la reflexión de los impulsos ultrasónicos. Esto puede conseguirse mediante variaciones en el método de la representación del eco, utilizando la variación de frecuencias del impulso ultrasónico, producida por el flujo

sanguíneo y analizando los cambios en el espectro de frecuencias de las señales reflejadas, producidas por alteraciones en la estructura cardíaca. LILLY (1.972).

El principal interés en la investigación ecocardiográfica en el momento actual se dirige hacia el desarrollo de un sistema que proporcione una orientación espacial, una imagen bidimensional dinámica o seccional del corazón.

Aunque la exploración en el modo-M consigue, en cierto modo, una orientación espacial, ésta es más bien cualitativa. Las distancias laterales aparentes reflejan la velocidad del movimiento del transductor más que las relaciones espaciales correctas. Existe un número de aproximaciones para el desarrollo de una representación seccional. Los principales esfuerzos, en un periodo de valoración clínica aún, son:

- 1.- Exploración del modo-B
- 2.- El cristal múltiple o multiscán
- 3.- Exploración mecánica de un sector.
- 4.- El cristal múltiple con dirección electrónica del haz o con activación por etapas del conjunto. Cada uno de estos sistemas es una aproximación al problema de obtener una imagen bidimensional o seccional del corazón de manera

ligeramente distintas WEYMAN (1.972).

La exploración del modo-B fué el primer intento para obtener una imagen bidimensional del corazón. Este sistema utiliza un transductor standard, combinado con un brazo sensible a la posición y una memoria osciloscópica para el conjunto de la imagen. El transductor puede ser movido manual o mecánicamente, a través de la región precordial, obteniéndose una exploración longitudinal. Colocando cada una de las líneas de la información conseguida por la grabación del modo-B, en la memoria osciloscópica, de acuerdo con su posición relativa en el espacio, determinada por el brazo sensible a la posición, se obtiene una imagen del corazón. Regulando el osciloscopio con un electrocardiograma solamente podrán registrarse los impulsos transmitidos durante un segmento determinado del ciclo cardiaco, y de esta manera se pueden hacer grabaciones individuales de las imágenes sistólicas y diastólicas.

Reuniendo las formas en distintos puntos del ciclo cardiaco (puertas electrocardiográficas múltiples), y pasando cada una de ellas, en rápida secuencia se obtiene una imagen móvil de un ciclo cardiaco individual. La extensión del área del corazón de la que se consiguen imágenes seccionales por la exploración con el modo-B, depende de la superficie cardiaca accesible a la exploración.

Este tipo de grabación puede ser muy difícil, debido a que la mayor parte del ventrículo izquierdo está oscurecido por el pulmón, costillas o esternón, que se interponen entre el corazón y el aparato de grabación, además, se puede producir una distorsión de la imagen por arritmias o por variaciones respiratorias de la posición cardiaca. Aunque se puede obtener una apreciación del movimiento cardiaco, analizando las formas sistólicas y diastólicas, la exploración del modo-B no es un método con una representación en tiempo real o dinámico, SMITH (1.973).

Los intentos para introducir el movimiento mecánico mediante computadora, y reuniendo las múltiples formas observadas, se hallan en la actualidad sometidos a investigación. Este método de obtención de imágenes seccionales no ha conseguido despertar demasiado interés y apenas ha sido utilizado, a pesar de ser posible su uso y encontrarse en el mercado desde hace varios años, habiéndose sugerido diversas aplicaciones clínicas. WEYMAN (1.976).

El primer intento de obtener imágenes cardiacas en tiempo real con la reflexión de ultrasónidos, fué con la técnica del cristal múltiple o multiscán. En este sistema, se consigue una exploración longitudinal del corazón, alineando varios transductores cercanos entre sí y activándolos secuencialmente, en vez de deslizar un solo transductor a través de un area car

diaca determinada. En el sistema original se utilizaban veinte transductores (4 mm.) para obtener un transductor multielemento de 8 cm. de ancho. Activándolos en rápida secuencia, se conseguía una imagen en tiempo real de una area de 8 por 16 cm. - del corazón. Dado que cada transductor proporciona solo una línea de información, se obtenía una densidad de 2'5 líneas de información por cm.. Esta baja densidad, combinada con la gran amplitud del haz, debido a la necesidad de utilizar transductores pequeños, producía una resolución total muy pobre. Además, en la práctica clínica, el alineamiento de un gran transductor multielemento paralelo a los ejes cardiacos eran causa frecuente de que parte de los transductores quedaran fuera de la ventana ecocardiográfica. Cuando se presenta esto, aparecen soluciones de continuidad en la pantalla.

Los estudios clínicos iniciales que intentan utilizar el sistema multiscán para determinar los volúmenes ventriculares han sido bastantes desesperanzadores. Las aplicaciones clínicas de este sistema en Pediatría, sobre todo en niños, cuyas costillas y esternón constituyen un obstáculo menor para el haz ultrasónico, han sido mucho más alentadores. A pesar de las limitaciones de los primeros sistemas multielementos, por lo menos se ha conseguido estimular el interes por la obtención de imágenes seccionales dinámicas del corazón, BABER (1.972).

Este tipo de alteraciones de imágenes seccionales es el analizador sectorial mecánico. En este caso se utiliza solo un transductor, el cual va adquiriendo mecánicamente distintos ángulos, trazando un arco de treinta a cuarenta y cinco grados. Se consigue una gran densidad de líneas por figura y una frecuencia rápida de imágenes, limitando así la zona de exploración y aumentando la frecuencia de generación de impulso en el ecógrafo. Ello da como resultado una representación de gran resolución, ideal para visualizar áreas del corazón.

Además, el ligero transductor utilizado en estos sistemas permite al que maneja el ecógrafo, aprovechar cualquier ventana ultrasónica para examinar el corazón. Además de la ventana ecocardiográfica normal a lo largo del borde esternal izquierdo, el transductor se puede colocar en el ápex cardíaco, el de la fosa supraesternal o en el epigastrio para permitir la visualización del corazón desde distintas localizaciones.

La gran resolución conseguida limitando el área de la exploración, necesita, sin embargo, que grandes superficies, como el ventrículo izquierdo, tengan que estudiarse por secciones, de lo que resulta una orientación especial que no llega a ser la óptima.

La aproximación final de la imagen bidimensional -

del corazón, requiere el uso de un transductor multielemento - con dirección electrónica del haz. Esta técnica también llamada de activación por fases del conjunto, funciona de la siguiente manera:

- a) Si varios cristales paralelos se activan simultaneamente, se produce un solo haz parecido al de un solo cristal. BABER (1.972).
- b) Si se activan en serie aparecen una exploración longitudinal de un area rectangular del corazón subyacente.
- c) Si, por otra parte, estos cristales múltiples se activan casi simultaneamente, pero ligeramente desfasados, de modo que el haz ultrasónico se inicie en un lado del transductor poco antes que en el otro - lado, entoces el haz será transmitido con una angulación con respecto al transductor en vez de directamente dentro del tejido.

Alterando la fase a la que se activan los transductores, el haz puede ser dirigido a través de la región precordial, WEYMAN (1.976).

Este tipo de dirección electronica del haz constituye el más sofisticado sistema bidimensional. Es también el - mas complicado, debido al complejo control de computadora re-

querido para dirigir el haz. Las imágenes iniciales fueron excelentes.

La valoración de estos sistemas, se ha basado principalmente en la comparación de sus características técnicas.- Los estudios clínicos aún muy preliminares, sugieren que la gran resolución y la frecuencia rápida de imágenes de los analizadores sectoriales mecánicos los convierte en una aproximación valiosa para examinar las pequeñas estructuras cardíacas, que se mueven rápidamente como la válvula aórtica.

Se ha demostrado la capacidad de un sistema parecido, para visualizar las relaciones entre las grandes arterias entre pacientes con transposiciones complejas, y el orificio de la válvula mitral en pacientes con estenosis mitrales; en este caso habría una gran relación entre la medida quirúrgica del orificio de la válvula y el calculado con el analizador seccional. Esta es un area en que el diagnóstico con ultrasonidos puede ofrecer un adelanto sobre la cateterización y angiografía, ya que estas técnicas cruentas permiten solamente un cálculo indirecto del area de la válvula mitral, basado en fórmulas hidráulicas y no en la verdadera visualización del propio orificio.

En la cardiología pediátrica, interesada en la interrelaciones de las grandes estructuras como las cavidades ventriculares y las grandes arterias, es posible que la ampli-

tud del area de visualización que ofrece la técnica de multielementos, utilizando transductores de gran frecuencia y de gran resolución, acabe por probar su superior eficacia.

Además de su utilización para obtener imágenes de su estructura intracardiaca, los ultrasonidos pueden usarse también para examinar los patrones de flujo sanguíneo intracardiaco.

Esto se basa en el principio de que la frecuencia de un impulso de ultrasonido chocando con una columna móvil de sangre será desviado en proporción a la velocidad del flujo (efecto Doppler de la variación frecuencia). Comparando la frecuencia del impulso transmitido con la del reflejado, podemos cuantificar la variación de frecuencias.

Si calculamos la variación de frecuencia de un impulso ultrasónico, transmitido al azar dentro del corazón, esta variación reflejará las velocidades medias de todas las estructuras a través de la que pasa el haz. Se puede calcular el flujo en un area localizada del corazón, tomando muestras solamente de aquellas señales que vuelven al ecógrafo durante un lapso de tiempo proporcional a la profundidad del area deseada (amplitud de puertas). La magnitud del sector de velocidad, calculado con este sistema, estará relacionado tanto con la velocidad del mismo flujo como con el ángulo entre el haz inci-

dente y la columna móvil de sangre.

Dado que hasta la fecha no es posible medir este ángulo con mucha exactitud, no es posible aún cuantificar la velocidad del flujo sanguíneo. Además, se requiere una determinación seccional del área para convertir la velocidad del flujo en volumen. Debido a estas limitaciones, la aplicación del efecto Doppler en el corazón se utiliza principalmente para la detección de lesiones cardíacas, mediante la localización de las áreas de turbulencia que crean. Utilizando mediadores de flujo Doppler, para determinar solamente la presencia o ausencia de flujo, se ha podido demostrar la permeabilidad de estructuras como las de injertos de vena safena.

Se han conseguido estudios más extensos de los modelos intracardíacos de flujo sanguíneo, colocando una sonda de flujo Doppler en la punta de un catéter intracardíaco. Esto puede proporcionar una información interesante y de valor, pero constituye una variante de la naturaleza básica incruenta de la técnica ecocardiográfica.

Combinando un sistema Doppler de flujo con uno de los sistemas descritos anteriormente para obtener imágenes seccionales, podemos obtener tanto el área seccional de las estructuras intracardíacas como el ángulo de incidencias entre el haz. De esta manera será posible cuantificar el flujo sanguíneo cardíaco. BABER y sus Cols. en 1.972, han desarrollado

ya un sistema Doppler combinado bidimensional con impulsos ultrasónicos para la visualización simultánea y medición del flujo sanguíneo en los vasos periféricos. Aunque la profundidad del campo de este sistema es demasiado superficial para la valoración cardíaca, demuestra, por otra parte, la factibilidad de la aproximación de este tipo.

Existe un gran número de dificultades al intentar medir el flujo pulsátil en un vaso, pero este tipo de sistema combinado parece tener un futuro esperanzador.

Además de utilizar los ultrasonidos para visualizar las estructuras intracardiacas y determinar los patrones de flujo, los impulsos reflejados pueden proveer los datos acústicos en bruto para un análisis más extenso dirigido hacia la determinación de las propiedades del tejido que refleja el ultrasonido. LILLY, (1.973), ha demostrado un cambio en la frecuencia y espectro de amplitud de los ecos que parten del músculo cardíaco como resultado de una oclusión del flujo sanguíneo. La reflexión acústica del miocardio infartado, se encontró considerablemente disminuida en relación con los controles, indicando que sus características de impedancia acústica eran inferiores.

En la actualidad, WEYMAN (1.976), está investigando si análisis amplios en computadora de estos datos acústicos no elaborados, pueden arrojar una información básica respecto

a los cambios de las propiedades del músculo cardíaco. Así ésto podría ser importante para diferenciar el miocardio normal - del infarto o isquémico.

Los estudios de esta clase en la actualidad están en una fase embrionaria, pero indican algunos de los usos poten ciales del diagnóstico mediante ultrasonidos.

CAPITULO V

TECNICAS DE ULTRASONIDOS EN CARDIOLOGIA
=====

La frecuencia de la onda ultrasónica usada con fines médicos es de 2,25 millones de ciclos por segundo o mega-Hz. Podemos considerar las ondas producidas a 2,25 mega-Hz como un haz compacto de diámetro "no variable" que se propaga en línea recta.

Debido a que las ondas se propagan con mucha nitidez, es posible conseguir que regresen de forma igualmente nítida, esto es, como ecos de gran intensidad.

Los principios de reflexión y de refracción establece que la proporción de ultrasonido reflejado aumenta cuando el ángulo formado por el haz al ponerse en contacto con una interfase entre dos medios, se aproxima a los 90°. Los objetos muy pequeños, de tamaño menor que los existentes en el corazón, pueden ser registrados por ultrasonidos y las distancias entre

estructuras muy próximas, por ejemplo, la distancia que normalmente existe entre pericardio y epicardio, pueden ser visualizados igualmente.

Una sensibilidad tan exquisita como la mencionada, se obtiene a expensas del poder de penetración. Obviamente, a medida que las ondas penetran en el cuerpo, encontrando una interfase tras otra y enviando progresivamente hacia atrás los ecos de estos elementos, resulta que se dispone de una menor penetración. Asimismo, los ecos procedentes de estructuras más lejanas, pierden intensidad debido a que la distancia que debe atravesar aumenta progresivamente.

Dada la situación relativamente superficial del corazón, la falta de gran poder de penetración, no constituye un problema real; por otra parte, todos los instrumentos ecográficos son capaces de ampliar los ecos de las estructuras cardiacas más lejanas.

Teniendo en cuenta que entre el aire y la piel — existe una fuerte interfase, debe ponerse especial cuidado en proporcionar un contacto directo entre la fuente del haz y la piel del paciente. Asimismo, a fin de evitar que atraviese los pulmones, el examen ecocardiográfico se circunscribe, generalmente, a la línea media del torax.

Otro obstáculo que debe evitarse, es que constitu-

yen los huesos. Que éstos puedan constituir una traba para el examen ultrasónico puede parecer improbable, ya que la onda ultrasónica pasa inmediata y rápidamente a través de medios densos. Sin embargo, el problema del hueso, no atañe tanto a su densidad cuanto a su disposición: en medio de tejidos blandos, existe una diferencia demasiado grande en lo que respecta a densidad, diferencia de impedancia, que hace que la mayor parte de la energía ultrasónica sea reflejada. El resto es absorbido por el hueso, haciendo que las estructuras que se hallan por detrás de él permanezcan sin oscuridad. En la práctica se evita este problema, dirigiendo el haz a través de cuatro "ventanas" anatómicas disponibles, desde el segundo al quinto espacio intercostal, ligeramente a la izquierda del esternón. — FORTUIN, N. J. (1.976).

Habiendo pasado revista a estas nociones rudimentarias, podemos ahora pasar a enfocar la cuestión de como los ecos de la interfase en movimiento del corazón puede presentarse de forma que sea accesible al ojo humano.

Modos de imagen utilizados en ecocardiografía.

Se ha venido utilizando tres tipos de imagen que se conocen como: A, B y M, caracterizándose respectivamente por la amplitud, el brillo y el movimiento.

Estos tres tipos utilizan un pequeño transductor manual que actúa como transmisor y como receptor de energía ultrasónica. Comienza impulsando el ultrasonido por un estallido muy rápido, de una brevedad de un microsegundo, para luego actuar como receptor en los 99 microsegundos siguientes, lo que permite alcanzar 1.000 lecturas de distancias por segundo. Las distancias medidas de esta forma son las recorridas por el ultrasonido entre el transductor y las fuentes de eco y la que existen entre los ecos. Como conocemos los medios en cuestión, a un promedio de 1.500 m. por segundo en el cuerpo, y el tiempo transcurrido desde la transmisión hasta la recepción, estas distancias pueden ser calculadas fácilmente.

Modalidad A.

En esta modalidad el eco es procesado de tal forma que produce una imagen osciloscópica que se presenta en forma de onda vertical (Fig. 1), correspondiendo la amplitud del eco a la altura de dicha onda, ADRIANGE (1.974); FORTUIN (1.976); SMITH, Jr. (1.973).

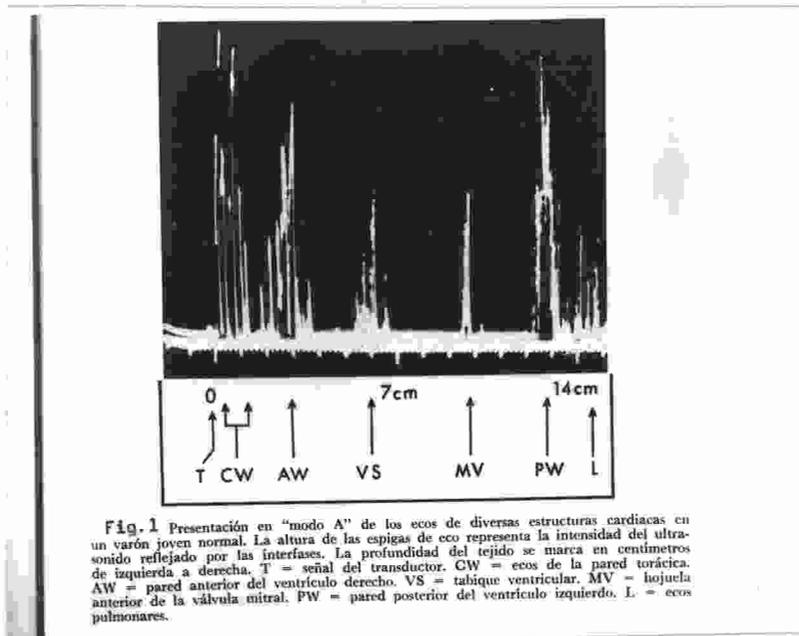


FIGURA 1.-

Representación del ecocardiograma del modo A. En la figura vemos un ejemplo de estructuras cardiacas observado de esta manera. (Tomado de SMITH, 1.973).

Modalidad B

En la modalidad B los ecos están representados por puntos a lo largo del eje x más que por espigas y los espacios entre los puntos quedan vacíos. El brillo o la intensidad del punto, representa, también la intensidad del eco; ADRIANGE — (1.974); FORTUIN (1.976); SMITH Jr. (1.973).

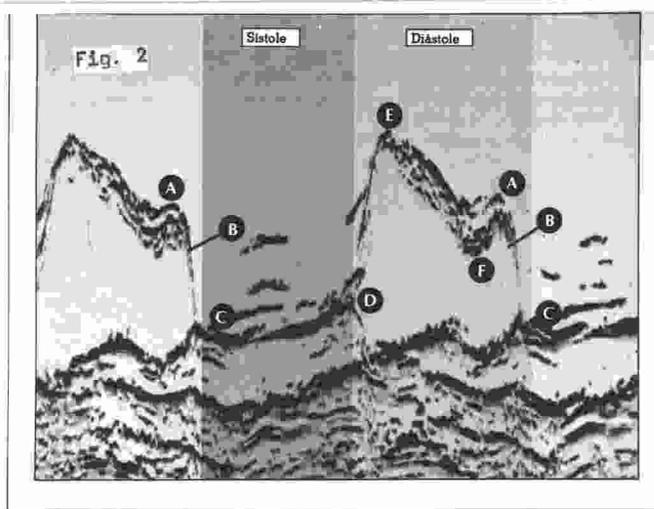
En tanto el objeto sujeto a investigación se halle en estado más o menos estacionario, las modalidades A y B pueden suministrar información. Pero si el sujeto se halla constantemente en movimiento, como lo está el corazón, la información en el mejor de los casos se hace fragmentaria.

Modalidad M

La modalidad M soluciona el problema tomando el — punto de la modalidad B y estirándolo en un tiempo dado, hasta convertirlo en una línea. Si una estructura cardíaca se encuentra en un estado más o menos estacionario, sus interfases se — representarán aproximadamente como líneas rectas; si se halla en movimiento, las líneas serán más o menos onduladas y cuanto mayor sea el movimiento, tanto mayor serán las ondas.

En resumen, la modalidad M convierte las ondas del sonido que no pueden oírse, en ondas de movimientos, cuyos patrones se pueden aprender a reconocer. La forma más sencilla — de realizar este aprendizaje es la de observar, en primer ter-

mino, cual es la imagen que más fácilmente se puede reconocer. Por ello el primer paso en el examen ecocardiográfico es el - de identificar la forma característica en M de la valva anterior de la válvula mitral.- FEINGEMBAUN (1.972) (Fig. 2)



La M, cuyo trazo se debe al movimiento normal de la valva anterior de la válvula mitral, se inicia con el comienzo de la diástole ventricular que abre brevemente a la valva (D-E). Empieza luego a cerrarse (E-F), pero vuelve a abrirse (F-A) al efectuarse la sistole auricular, cerrándose luego cuando la aurícula se relaja (A-B-C).

FIGURA 2.-

Representación del ecocardiograma normal de la valva anterior de la válvula mitral, con su característica forma de M, que refleja los accidentes escalonados de la sistole y de la diástole auricular y ventricular. (Tomado de FORTUIN, 1.976)

CAPITULO VI

ANATOMIA DEL CORAZON =====

El tema de la anatomía del corazón es enormemente largo y aquí nos limitaremos a describir las estructuras que nos van a interesar para la interpretación del ecocardiograma: pericardio, aurículas, ventrículos, válvulas, cavidades y estructuras sólidas, así como los tractos de salida de los grandes vasos. Ayudado por los esquemas de NETTER, creemos será este capítulo, aunque breve, lo suficientemente explícito como para darnos una idea de lo que queremos exponer.

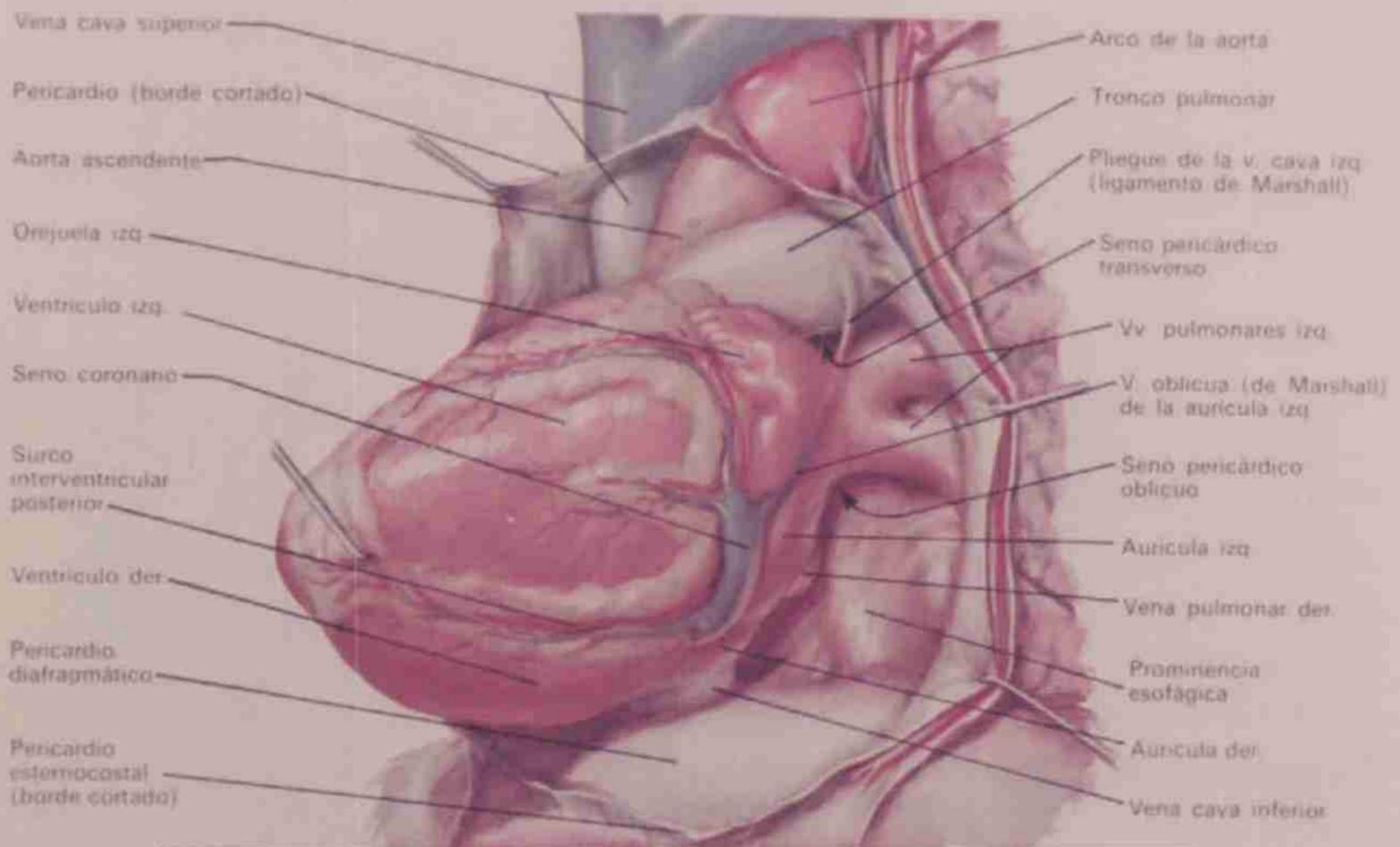
Considerando el párrafo anterior como una pequeña introducción del tema, vamos a entrar ya en la descripción de las partes que vamos a someter al influjo de los ultrasonidos.

PERICARDIO.- La cavidad pericardica es la tercera cavidad serosa contenida en el tórax, siendo las otras dos las cavidades pleurales. Aproximadamente tiene una forma cónica, con base del cono dispuesta hacia atrás y la derecha, y el apex anteriormente y a la izquierda. Recubre completamente el cora-

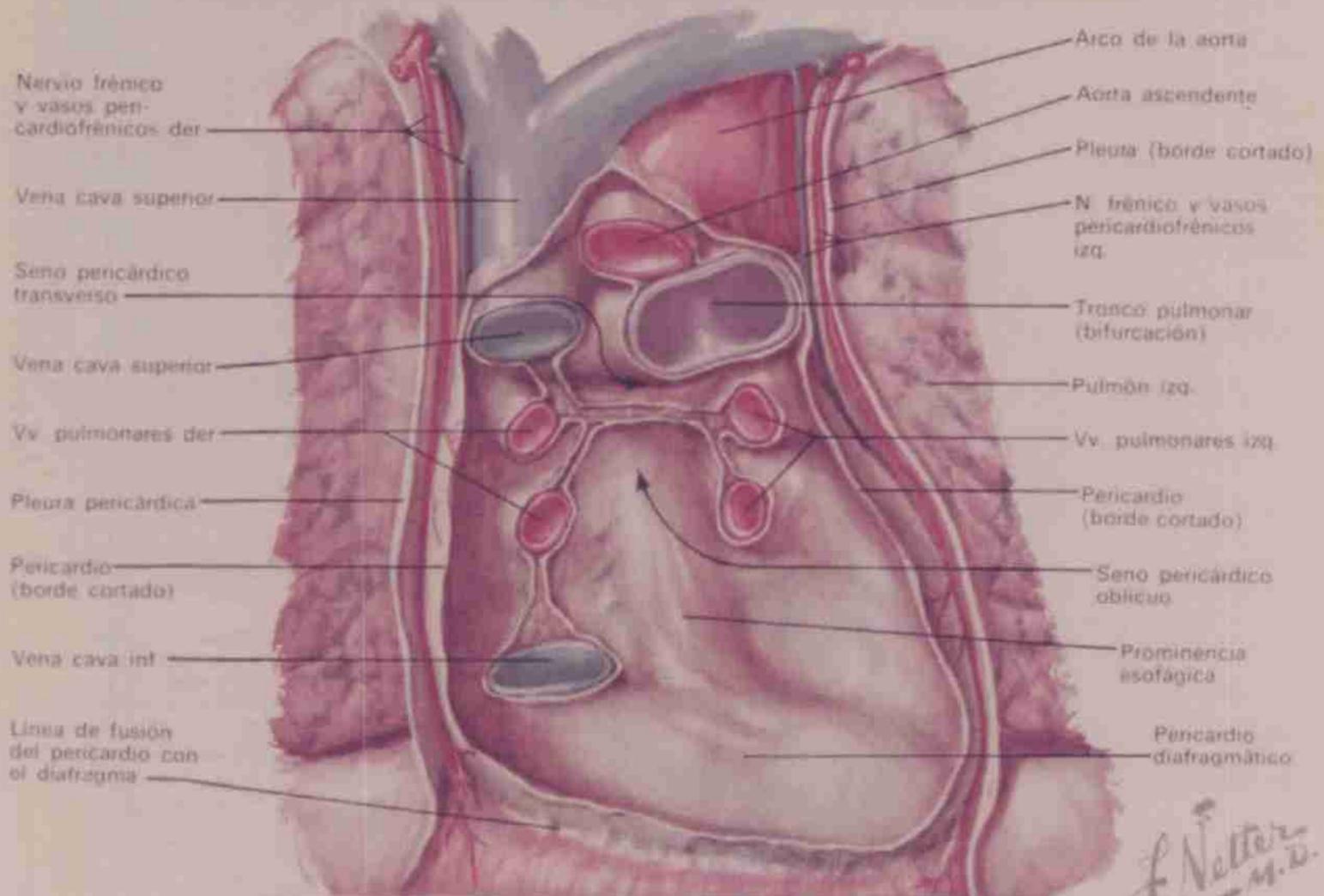
zón y las porciones proximales de los grandes vasos. Al igual - que en la pleura, puede distinguirse una porción visceral del - pericardio sobrepuesta al corazón y a los grandes vasos proximales (normalmente llamada epicardio), así como una porción parietal.

Del pericardio parietal, la parte inferior se adhiere fuertemente a la parte media tendinosa del diafragma. La mayor parte de las porciones lateral y anterior son contiguas a - la pleura, pero normalmente no se adhieren a ella. Una pequeña parte triangular de la porción anterior está justo por detrás - del esternón, separada de él sólo por un poco de tejido areolar y graso, la fascia endotorácica, y el músculo torácico transverso.

Los grandes vasos penetran en la cavidad pericárdica y la abandonan por su base. Un trayecto curvado que discurre transversalmente entre los polos venoso y arterial del corazón, recibe el nombre de seno pericárdico transverso. Posteriormente, un fondo de saco de la cavidad pericárdica, limitado por la reflexión pericárdica que hay entre las venas pulmonares y la vena cava inferior, recibe el nombre de seno pericárdico oblicuo. Hay pequeños nichos entre las venas pulmonares superior e inferior a cada lado y por detrás del pliegue de la vena cava izquierda (ligamento de Marshall), que es un pequeño pliegue de pericardio que va desde la cara izquierda del tronco pulmonar -



CORAZON EXTRAIDO DEL SACO PERICARDICO (ABIERTO Y VISTO 3/4 A LA IZQUIERDA)



SACO PERICARDICO CON EL CORAZON EXTRAIDO (VISTO DE FRENTE)

F. Netter M.D.
©CIBA

hasta la aurícula izquierda, entre el cuello de la orejuela izquierda y las venas pulmonares izquierdas. El pliegue de la vena cava izquierda contiene los restos del vestigio de la vena cardinal común izquierda del embrión.

CARA ESTERNOCOSTAL.-

Dentro del pericardio yace el corazón, órgano hueco, muscular y cuatricameral. Está suspendido en la base por los grandes vasos. In situ ocupa una posición asimétrica, con el ápex apuntando hacia adelante, abajo y alrededor de 60° a la izquierda. Sus cuatro cámaras están dispuestas en dos pares funcionalmente similares, separados entre sí por el septo cardíaco. Cada par está formado por una aurícula de pared delgada y un ventrículo de pared gruesa.

La nomenclatura anatómica del corazón se ha fijado a base de extraerlo del cuerpo y colocarlo sobre el ápex de manera que el septo cardíaco esté en un plano sagital. Esta costumbre ha llevado, en años recientes, a algunos errores de concepto y dificultades en la orientación entre los clínicos (cardiólogos y cirujanos) que trabajan con el corazón vivo in situ.

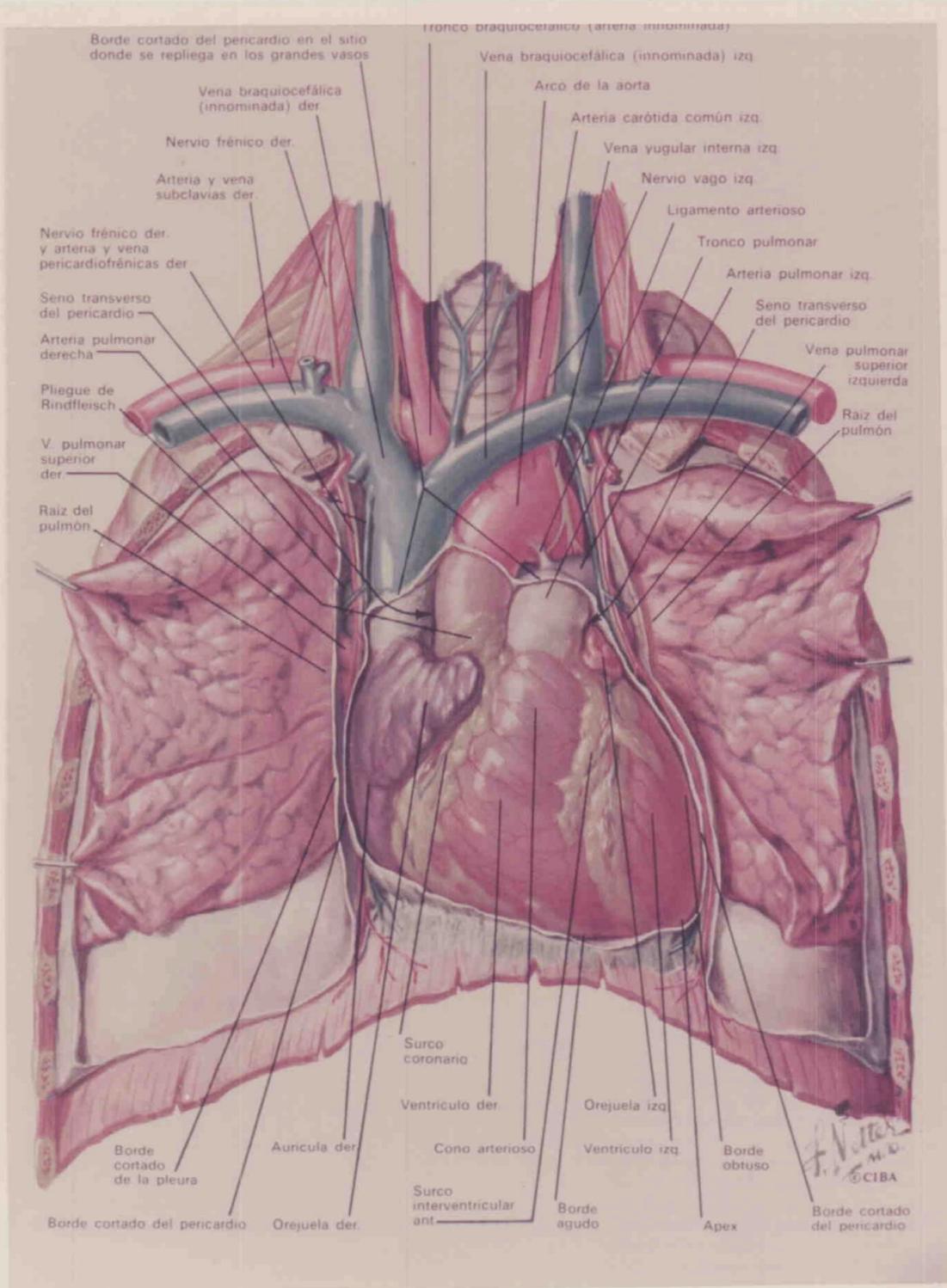
En una radiografía del tórax, por ejemplo, el borde izquierdo cardíaco está formado por el ventrículo izquierdo, y el borde derecho por la aurícula derecha, pero no por el ventrículo derecho que está más anterior. La parte mayor y mas impor-

tante de la aurícula izquierda está situada directamente detrás y en la línea media, enfrente de la columna y del esófago, lo que permite que las venas pulmonares sean tan cortas como es posible.

Si quitamos la pared torácica anterior y abrimos el pericardio, la mayor parte del corazón que tendremos a la vista estará formada por el ventrículo derecho, la superficie expuesta del cual tiene una forma más o menos triangular. A su derecha está la aurícula derecha.

La aurícula y el ventrículo derechos están separados uno de otro por el surco auriculoventricular (coronario) derecho, por el cual discurre la arteria coronaria derecha, fijada en una cantidad variable de grasa. A la izquierda del ventrículo derecho, es visible un pequeño segmento del ventrículo izquierdo, separado de él por el surco (canal) interventricular anterior. La rama (descendente) interventricular anterior de la arteria coronaria izquierda discurre por este canal, fijada también en grasa.

Por arriba se ve cómo se origina el tronco pulmonar del ventrículo derecho y cómo abandona el pericardio justo antes de bifurcarse en sus dos ramas principales: la arteria pulmonar derecha y la izquierda. A su derecha está la porción intrapericárdica de la aorta ascendente, la base de la cual está en gran parte cubierta por la orejuela derecha (apéndice auricu



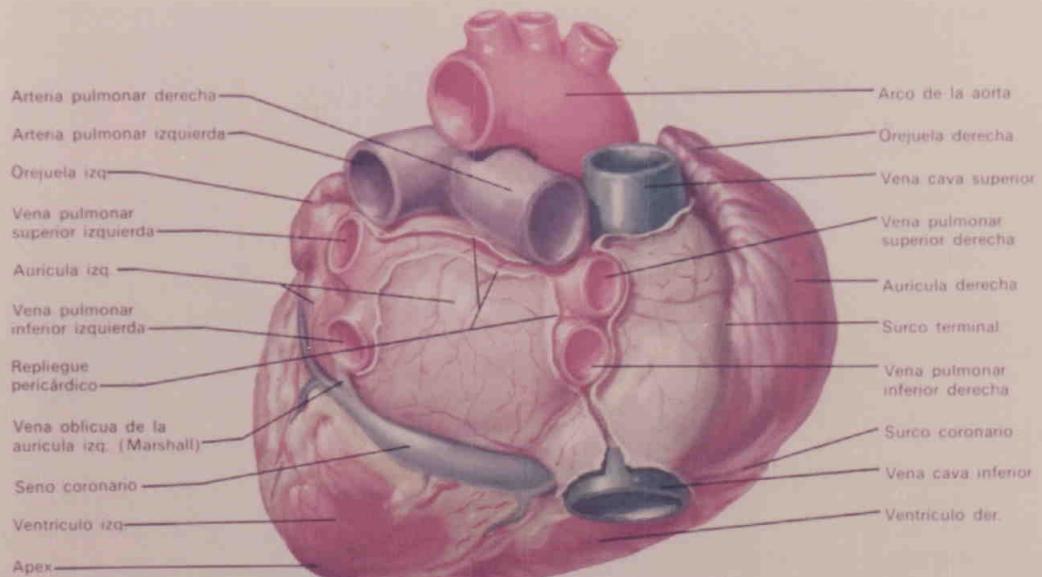
LAMINA II.- (NETTER 1.976)

lar derecho). La base de la aorta, incluyendo la primera parte de la arteria coronaria derecha, está rodeada por lóbulos de tejido graso, el mayor y más superior de los cuales es prácticamente constante y recibe el nombre de pliegue de Rindfleisch.

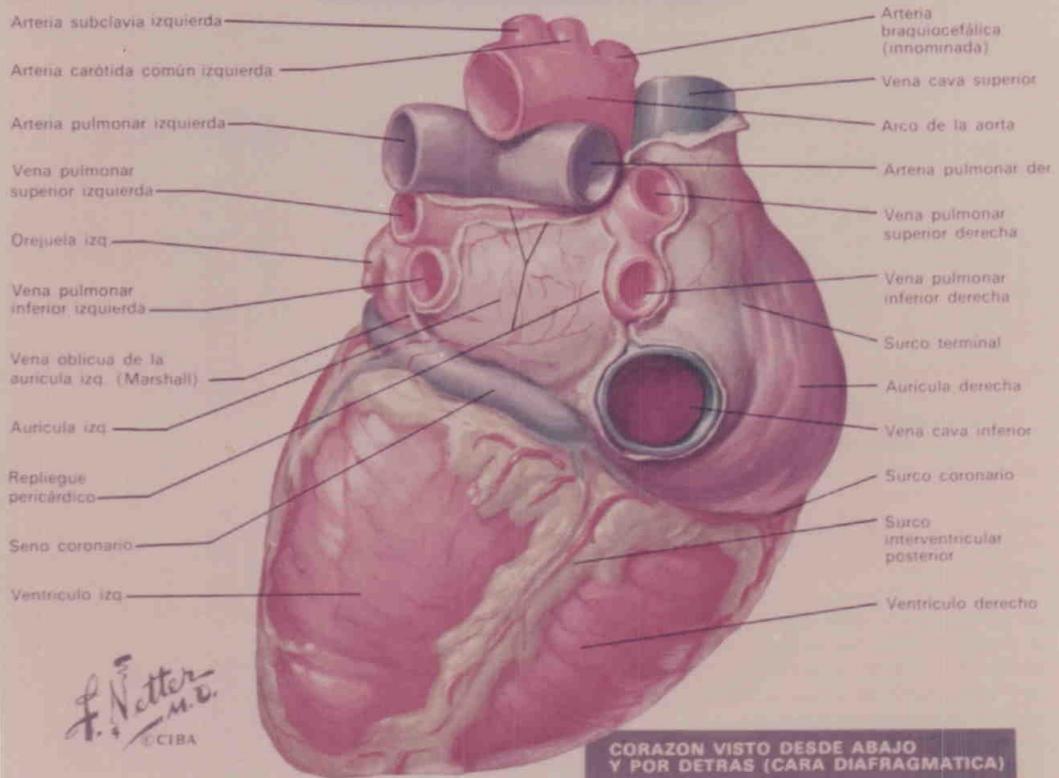
CARAS POSTERIOR Y DIAFRAGMATICA.-

Después de sacar el corazón del pericardio pueden inspeccionarse las caras posterior (basilar) y diafragmatica del mismo. Las venas cavas superior e inferior desembocan en la aurícula derecha; el eje largo de ambas está ligeramente inclinado hacia delante, y la cava inferior se encuentra en una posición en cierta manera más medial. Un hondo canal, el surco terminal, separa la cara derecha de la vena cava superior de la base de la orejuela derecha. A medida que desciende a lo largo de la cara posterior de la aurícula derecha, se hace menos profundo.

Las venas pulmonares derechas (normalmente son dos, pero en ocasiones son tres) que proceden del pulmón derecho, cruzan posteriormente la aurícula derecha para entrar en el lado derecho de la aurícula izquierda. Las dos venas pulmonares izquierdas entran por el lado izquierdo de la aurícula izquierda, a veces mediante un tronco común grande. La pared posterior de la aurícula izquierda forma la pared anterior del seno pericárdico oblicuo. Normalmente la aurícula izquierda no está



CARA POSTERIOR (BASE) DEL CORAZON



CORAZON VISTO DESDE ABAJO Y POR DETRAS (CARA DIAFRAGMATICA)

F. Netter M.D.
 CIBA

en contacto con el diafragma.

La bifurcación del tronco pulmonar yace en el suelo de la aurícula izquierda; la arteria pulmonar izquierda cursa inmediatamente hacia el pulmón izquierdo, y la arteria pulmonar derecha discurre por detrás de la vena cava superior proximal y por encima de las venas pulmonares derechas hacia el pulmón derecho.

El arco aortico cruza la bifurcación pulmonar despues de dar sus tres troncos principales: el braquiocefálico (innominado), el de la carótida común izquierda, y el de la arteria subclavia izquierda. No son raras las variaciones de este patrón, y suelen tener muy poco significado.

Entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo, en la porción posterior (diafragmática) del canal auriculoventricular izquierdo (surco coronario), yace el seno coronario en el cual penetran las venas cardiacas. Presenta la apariencia de una vena corta y ancha, pero sus paredes tienen músculo cardiaco, y, a causa de su origen embriológico, tiene que considerarse como una verdadera estructura cardiaca. Su extremo derecho gira hacia delante y hacia arriba para penetrar en la aurícula derecha.

Las caras diafragmáticas de los ventrículos derecho e izquierdo están separadas por el canal o surco interventricu-

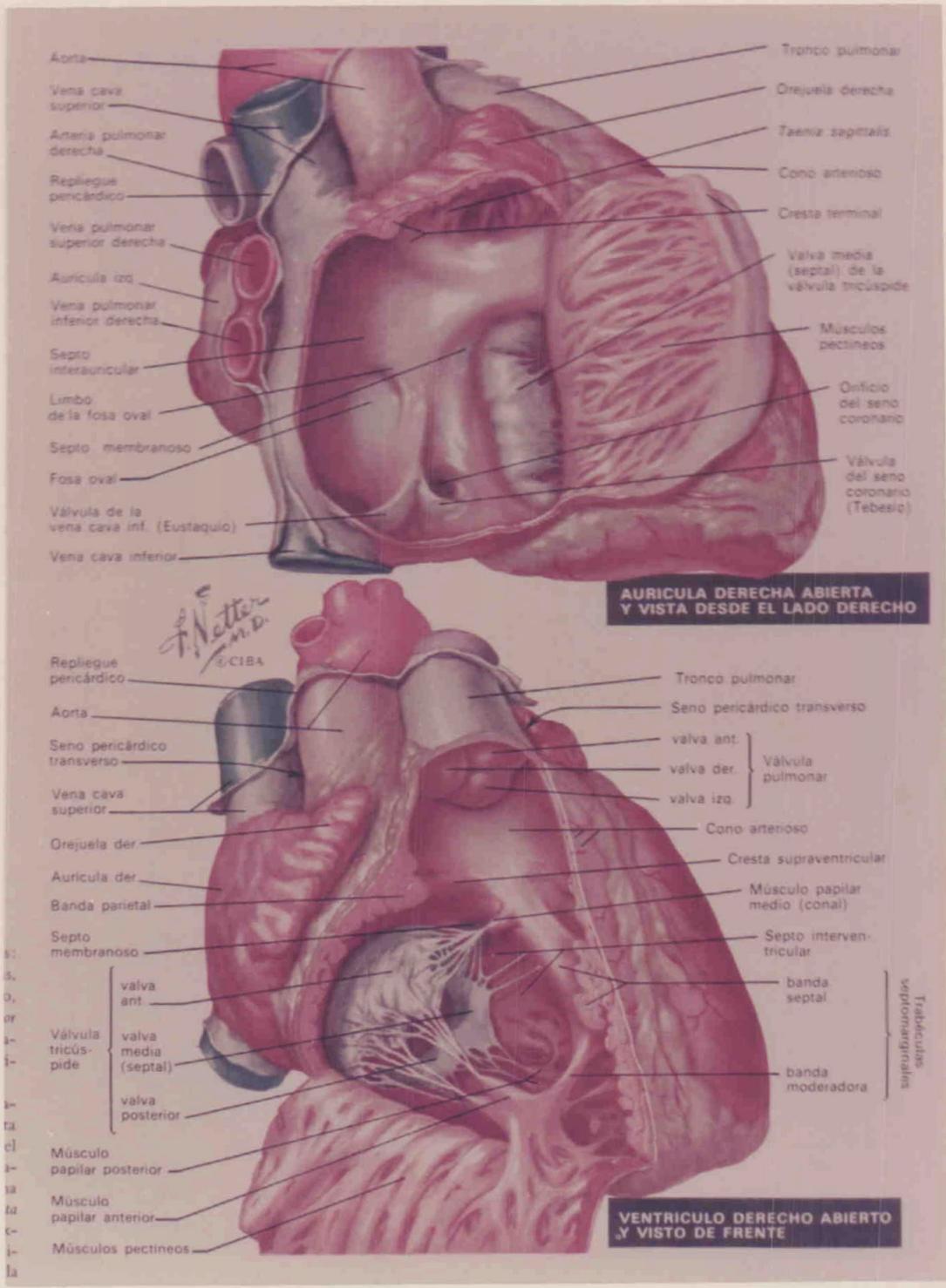
lar posterior. Este surco prolonga el canal interventricular anterior justo hasta la derecha del ápex cardiaco que, en un corazón normal, esta formado por el ventrículo izquierdo. La arteria interventricular (descendente) posterior y la vena cardiaca media yacen en el surco interventricular posterior, envueltas en grasa.

AURICULA DERECHA.-

La auricula derecha consta de dos partes: 1) una parte posterior de paredes lisas, derivada del seno venoso embriológico, en la cual penetran las venas cavas superior e inferior, y 2) una parte de pared trabeculada y muy delgada, que constituye la aurícula derecha embriológica original.

Las dos partes de la aurícula están separadas por una cresta muscular. Esta cresta es más prominente por arriba, cerca del orificio de la vena cava superior; se desvanece a la derecha del ostium de la vena cava inferior. Recibe el nombre de cresta terminal, y su posición se corresponde externamente con la del surco terminal. Suele decirse que es un resto de la válvula venosa derecha embriológica; en realidad está justo a la derecha de la válvula.

Desde la cara lateral de la cresta terminal se aprecia un gran número de músculos pectíneos que discurren lateralmente, y más o menos paralelos unos a otros, a lo largo de la -



LAMINA IV.- (NETTER 1.976)

pared libre de la aurícula. La pared auricular que hay entre es tos músculos pectíneos es delgada como el papel y translúcida.

La porción superior de la aurícula derecha que en - cierto modo tiene forma de triángulo (la orejuela derecha) está también llena de músculos pectíneos. Uno de éstos, que tiene su origen en la cresta terminal, normalmente es mayor que los otros. Este ha sido llamado la taenia sagittalis.

Normalmente la orejuela derecha no está externamen- te bien demarcada del resto de la aurícula. Forma un punto de - entrada corriente, que parece hecho a propósito para el ciruja- no cardíaco, y se usa extensamente como tal.

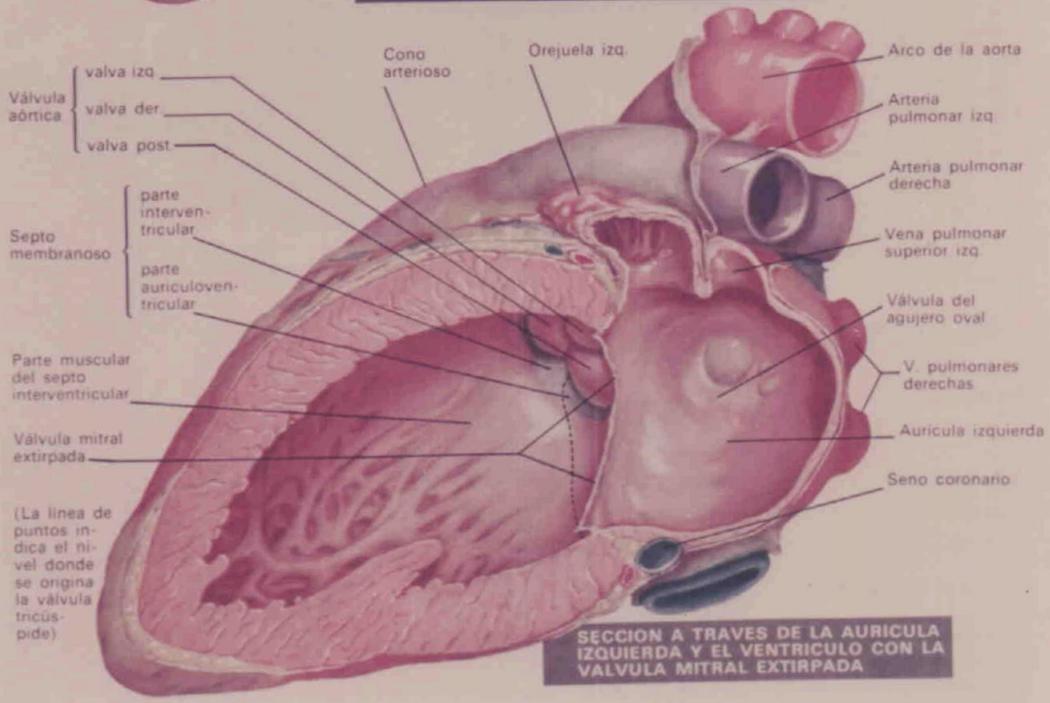
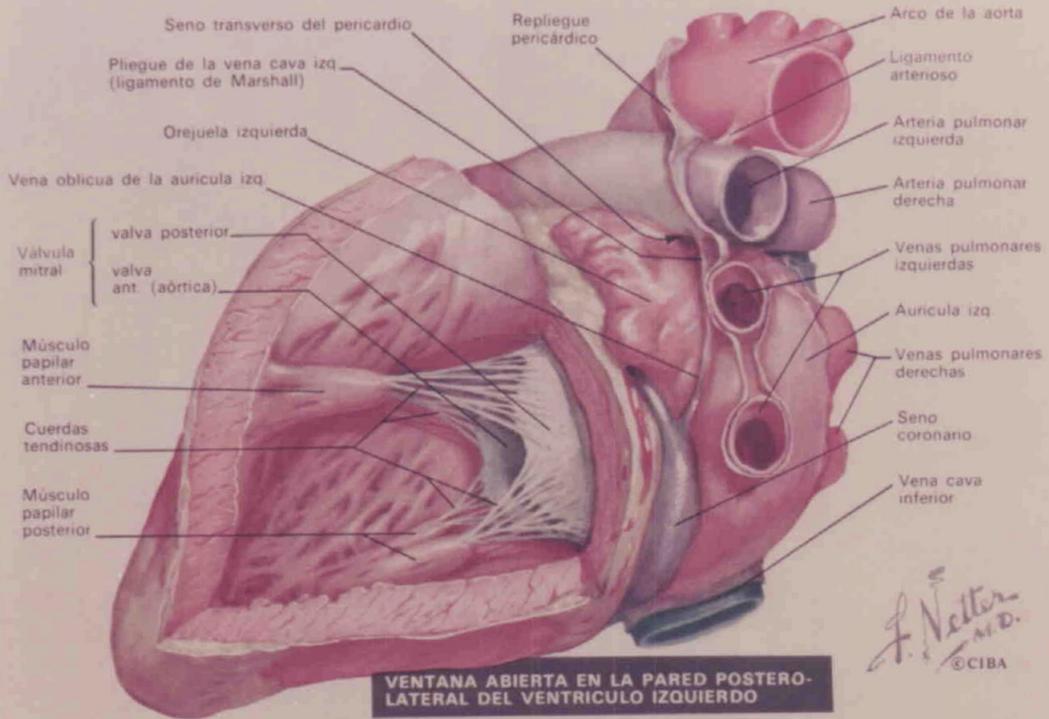
El borde anterior del orificio de la vena cava infe- rior esta resguardado por un pliegue de tejido: la válvula de - la vena cava inferior (de Eustaquio). Esta varía enormemente de tamaño, e incluso puede estar ausente. Cuando es muy grande, -- normalmente está perforada por numerosas aberturas, formando -- una estructura delicada parecida a un encaje, que se conoce con el nombre de retículo de Chiari. Justo por delante de la extre- midad media de la válvula de la vena cava inferior entra en la aurícula derecha el seno coronario. Su orificio también puede - estar resguardado o no por un pliegue a modo de válvula que, de existir, recibe el nombre de válvula del seno coronario (de Te- besio). Ambas válvulas derivan de la gran válvula venosa dere-- cha embriológica.

La pared posterior media de la aurícula derecha está formada por el septo interauricular, cuya porción central, - ovoidea, es delgada y fibrosa. Forma en el septo una depresión poco profunda: la fosa oval. La parte restante del septo es muscular y de ordinario forma una cresta alrededor de la fosa oval. Esta recibe el nombre de limbo de la fosa oval. Con frecuencia es posible pasar una sonda por debajo de la parte anterosuperior del limbo hasta la aurícula izquierda. En tales casos se dice que el agujero (fosa) oval es permeable. Por la parte anterior media, la válvula tricúspide da acceso al ventrículo derecho.

VENTRICULO DERECHO.-

La cavidad ventricular derecha puede ser dividida - arbitrariamente en una porción posteroinferior o cámara de entrada, que contiene la válvula tricúspide, y una porción anterosuperior o cámara de salida, en la cual se origina el tronco pulmonar.

La demarcación entre estas dos está señalada por - las siguientes bandas musculares prominentes: la banda parietal, la crista supraventricularis (cresta supraventricular), la banda septal y la banda moderadora. Juntas forman un orificio casi circular que, en el corazón normal, es ancho y no ocasiona ningún impedimento al flujo.



La pared de la cámara de entrada ésta muy trabeculada, sobre todo en su porción más apical. Estas trabeculae carnae encierran una abertura ovoidea más o menos elongada. La cámara de salida del ventrículo derecho, llamada a menudo infundíbulo, contiene sólo unas pocas trábeculas. El área subpulmonar es de pared lisa.

Unos músculos papilares anclan las cúspides o valvas de la válvula tricúspide a la pared del ventrículo derecho por medio de un gran número de cordones delgados y fibrosos que han sido llamados chordae tendineae. Dos de estos músculos papilares, el medio y el anterior, son bastantes constantes en su posición, pero varían en su forma y tamaño. Los otros son en extremo variables en todos los aspectos.

Aproximadamente donde la crista supraventricularis se une a la banda septal, el pequeño músculo papilar medio recibe las chordae tendineae de las cúspides anterior y septal de la válvula tricúspide. A menudo bien desarrollado en los niños, en los adultos el músculo papilar medio está comúnmente casi ausente o reducido a un parche tendinoso. Este es un importante hito quirúrgico y, a causa de su interesante origen embriológico, tiene un considerable valor diagnóstico para el anatomopatólogo cardíaco. El músculo papilar anterior tiene su origen en la banda moderadora. Recibe las cuerdas de las cúspides anterior y posterior de la válvula tricúspide.

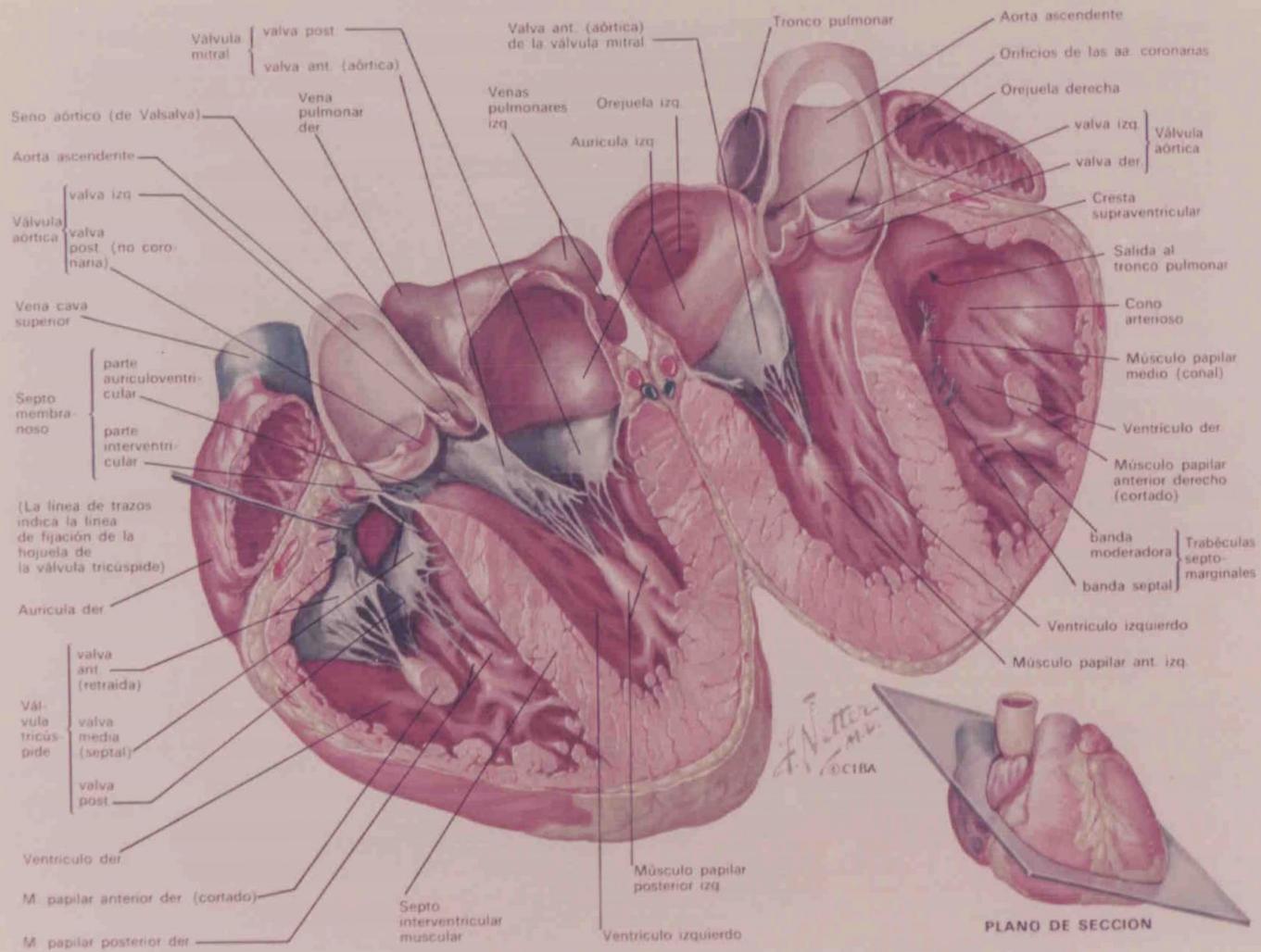
Los músculos papilares posterior y septal, usualmente pequeños, reciben un número variable de cuerdas de las cúspides posterior y media (septal). Aquellas que se originan en el borde posteroinferior de la banda septal son de alguna importancia en el análisis de ciertos tipos de anomalías cardiacas congénitas.

El tronco pulmonar surge del ventrículo derecho por arriba y se dirige hacia atrás y ligeramente hacia arriba. Se bifurca en las arterias pulmonares derecha e izquierda justo después de abandonar la cavidad pericárdica. Un ligamento corto, el ligamento arterioso, conecta la cara superior de la bifurcación a la cara inferior de arco aórtico. Es un residuo del conducto arterioso fetal (conducto de Botal).

AURICULA IZQUIERDA.-

La aurícula izquierda consiste principalmente en un saco de paredes lisas, cuyo eje transversal es algo mayor que los ejes vertical y sagital. Por la derecha entran en la misma dos, y en ocasiones tres, venas pulmonares; por la izquierda hay también dos (a veces una) venas pulmonares. La pared de la aurícula izquierda es apreciablemente más gruesa que la de la aurícula derecha.

La superficie septal normalmente es muy lisa, con sólo una cierta área irregular que indica la posición de la válvula



vula fetal del agujero oval. Una estrecha hendidura puede permitir el paso de una sonda desde la aurícula derecha a la izquierda.

La orejuela izquierda es una continuación de la parte izquierda anterior y superior de la aurícula izquierda. Su forma es muy variable, puesto que puede ser larga y además puede estar torsionada en uno o más lugares. En su interior hay pequeños músculos pectíneos, y normalmente existe proximalmente un estrechamiento apreciable parecido a una cintura.

VENTRICULO IZQUIERDO.-

El ventrículo izquierdo tiene una forma de huevo al que se le hubiese cortado el extremo romo. Aquí ambas válvulas, - la mitral y la aórtica, están colocadas adyacentes una a otra. - Sólo están separadas por una banda fibrosa de la cual proceden - la mayor parte de la cúspide anterior (aórtica) de la válvula mitral y las porciones adyacentes de las cúspides izquierda y posterior de la válvula aortica. El grosor de la pared del ventrículo izquierdo es de unas tres veces el de la pared del ventrículo derecho. Sus trabeculae carneae son algo menos gruesas; algunas son simplemente cuerdas tendinosas. Como ocurre en el ventrículo derecho, las trábeculas son mucho más numerosas y densas en el - ápex del ventrículo izquierdo. El tercio basal del septo es liso.

Normalmente hay dos gruesos músculos papilares. El -

origen embriológico doble de cada uno de estos se revela a menudo por sus ápices bífidos; cada uno recibe cuerdas tendinosas - de ambas cúspides mayores de la válvula mitral. En ocasiones, es tá presente lateralmente un tercer músculo papilar pequeño.

La mayor parte del septo ventricular es muscular. - Normalmente se comba hacia el ventrículo derecho: esto se refleja en el hecho de que una sección transversal del ventrículo iz quierdo casi es circular. Su porción muscular tiene aproximadamente el mismo grosor que la pared del ventrículo izquierdo, y consta de dos capas: una capa delgada en el lado del ventrículo derecho, y una capa más gruesa en el lado del ventrículo izquier do. Las arteris septales mayores tienden a discurrir entre estas dos capas.

En el corazón humano, un área variable (pero generalmente bastante pequeña) del septo, situada inmediatamente - por debajo de las cúspides derecha y posterior de la válvula - aortica, es delgada y membranosa. La demarcación entre la parte muscular y la membranosa del septo ventricular es aparente y re cibe el nombre de limbus marginalis. Como se puede apreciar en el ventrículo derecho abierto, el septo membranoso está situado a nivel profundo en relación a la cresta supraventricular y está dividido en dos partes por el origen de la valva media (sep-tal) de la válvula tricúspide. Como resultado de esto, una parte del septo membranoso está entre el ventrículo derecho y el -

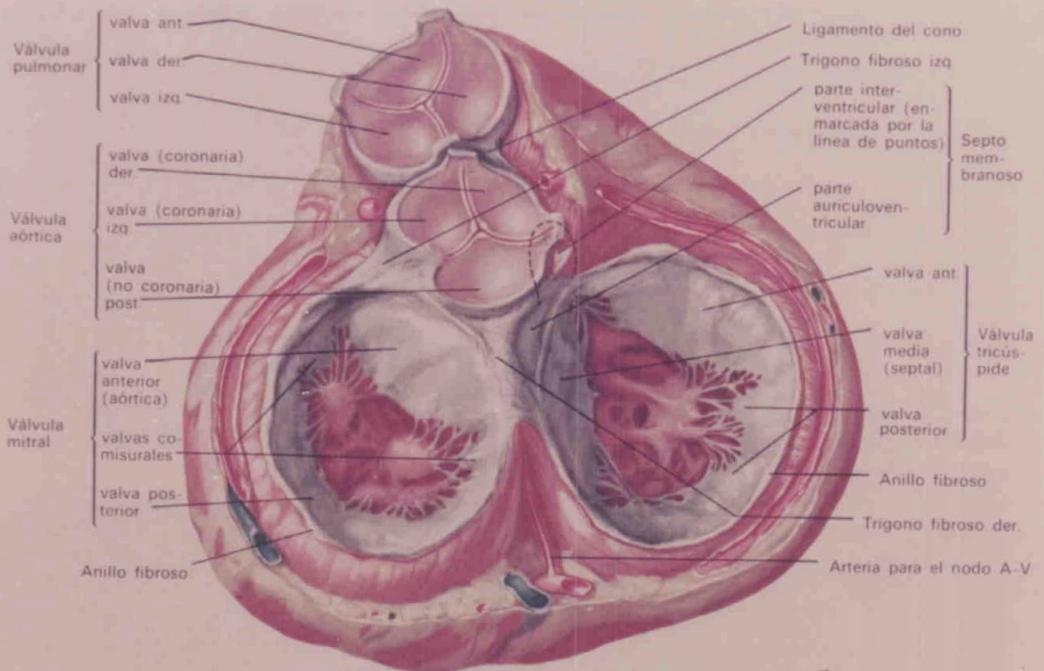
izquierdo (parte interventricular), y la otra entre el ventrículo izquierdo y la aurícula derecha (parte auriculoventricular).

Al seccionar el septo en un plano aproximadamente transverso, se ve como la porción basal del septo ventricular, incluyendo el septo membranoso, se desvia a la derecha, de manera que en un plano que pase a través de la porción mayor del septo corta en dos la válvula aórtica. Hay que hacer hincapié en que todo el septo cardiaco presenta un complejo contorno longitudinal y que, por lo tanto, no está en un plano único.

Cada aparato valvular auriculoventricular consta de un número determinado de valvas, cuerdas tendinosas y músculos papilares.

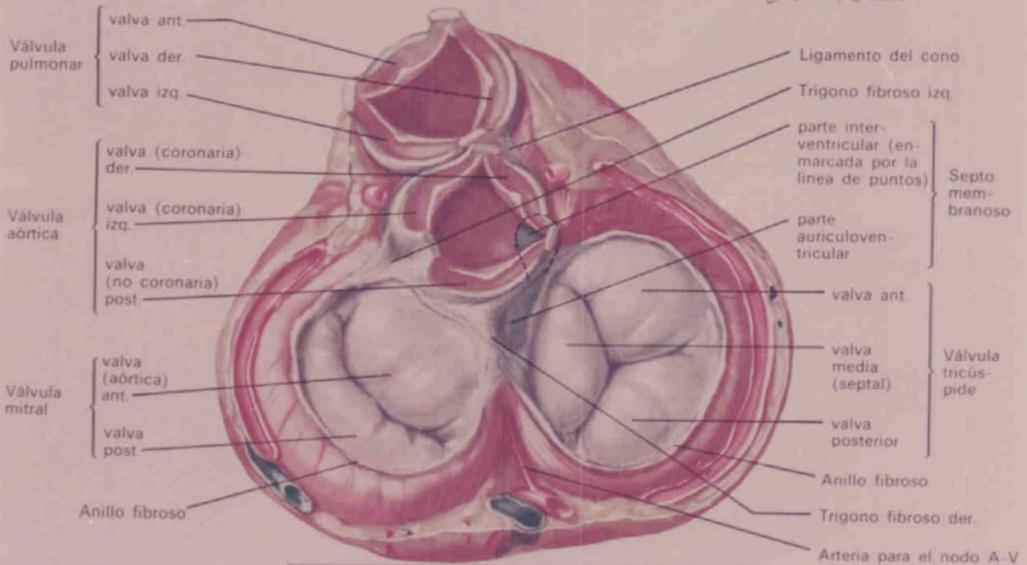
Las valvas son membranas brillantes, delgadas y blancamarillentas de forma más o menos trapezoidal, con bordes finos e irregulares, las cuales tienen su origen en el anillo fibroso, que es un anillo no del todo bien delimitado y más bien poco importante dispuesto alrededor de cada orificio auriculoventricular. Sólo en los trígonos fibrosos derecho e izquierdo hay una cantidad relativamente importante de tejido fibroso.

La cara auricular de la válvula auriculoventricular es más bien lisa (excepto cerca del borde libre) y no bien demarcada respecto a la pared auricular. La cara ventricular es muy irregular, debido a la inserción de las cuerdas tendinosas, y es



EL CORAZON EN DIASTOLE: VISTO DESDE LA BASE, HABIENDO EXTIRPADO LAS AURICULAS

J. Netter M.D.
©CIBA



EL CORAZON EN SISTOLE: VISTO DESDE LA BASE, HABIENDO EXTIRPADO LAS AURICULAS

tá separada de la pared ventricular por un espacio estrecho.

Los extremos de las valvas son delgados y delicados y presentan un aspecto de sierra dentada debido a la inserción de cuerdas igualmente finas. A poca distancia de los bordes, la cara auricular de las valvas es finamente nodular, sobre todo - en los niños pequeños. Estos nódulos reciben el nombre de noduli Albini. Al cerrarse una válvula auriculoventricular, el estrecho borde que hay entre la fila de nódulos y el borde libre de cada valva, se aprieta contra el de la otra valva produciendo un cierre seguro y hermético.

Las cuerdas tendinosas pueden dividirse en tres grupos:

Los primeros dos grupos tienen su origen cerca de los ápices de los músculos papilares. Forman unas pocas cuerdas tendinosas fuertes que se subdividen en varias cuerdas más delgadas a medida que se acercan a los bordes de las valvas.

Las cuerdas de primer orden se insertan en el borde de la valva mediante un gran número de finas cuerdas. Su función parece ser simplemente la de impedir que los bordes de las valvas se inviertan.

Las cuerdas del segundo orden se insertan en la cara ventricular de las valvas, aproximadamente a nivel de los nódulos de Albini, o incluso más arriba. Estas son más fuertes y

menos numerosas. Funcionan como un sostén de las valvas, y son comparables a las varillas de un paraguas.

Las cuerdas de tercer orden se originan en la pared ventricular mucho más cerca del origen de las valvas. Estas — cuerdas a menudo forman bandas o estructuras parecidas a plie— gues que pueden contener músculo.

En ocasiones, particularmente en el lado izquierdo, las cuerdas de los dos primeros órdenes (incluso en corazones — normales) pueden ser totalmente musculares, de manera que los — músculos papilares parecen insertarse directamente en las val— vas. Esto no es sorprendente, puesto que los músculos papilares, las cuerdas tendinosas, y la mayor parte de las valvas derivan de las trabéculas ventriculares embriológicas y, por tanto, han sido todos musculares.

La válvula tricúspide consta de una valva anterior, una media (septal) y una o dos posteriores. La profundidad de — las comisuras que hay entre las valvas es variable, pero las co — misuras nunca llegan hasta el anillo, de manera que las valvas sólo están parcialmente separadas una de otra.

La válvula mitral (bicúspide) en realidad tiene cua — tro cúspides. Estas son dos grandes, la anterior (aórtica) y la posterior (mural), y dos pequeñas valvas comisurales.

Aquí, como en el caso de la válvula tricúspide, las

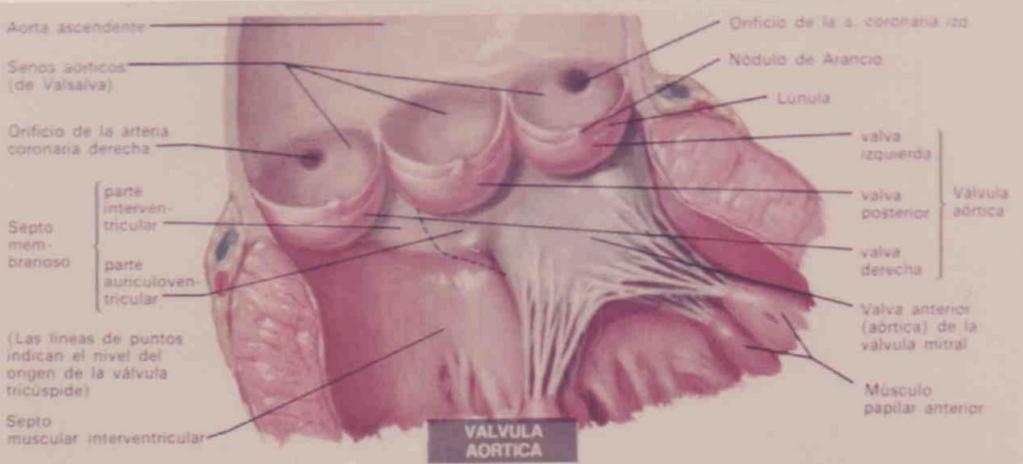
comisuras no son completas; esto debe tenerse en cuenta al reconstruir las comisuras en el tratamiento quirúrgico de la estenosis mitral.

Las válvulas arteriales o semilunares difieren enormemente en su estructura de las válvulas auriculoventriculares. Cada una de ellas consta de tres valvas en forma de nido de palomas, de un tamaño aproximadamente igual. La transición entre el ventrículo y la arteria, aunque funcionalmente es brusca y fácilmente determinada, anatómicamente no es tan simple. No hay un anillo circular diferenciado de tejido fibroso en la base de las arterias, del cual procedan éstas y las cúspides valvulares; más bien, la pared arterial se expande en tres bolsas dilatadas (los senos de Vasalva), las paredes de las cuales son mucho más delgadas que las de la aorta y las de la arteria pulmonar. Por tanto, el origen de las cúspides valvulares no es recto, sino festoneado.

Las cúspides de las válvulas arteriales semilunares son muy lisas y delgadas. En el centro del margen libre de cada valva hay un pequeño nódulo fibroso, llamado nodulus Arantii.

A cada lado del nódulo de Arancio, a lo largo de todo el borde libre de la valva, hay un área muy delgada en forma de media luna, llamada lúnula. Esta tiene finas estriaciones paralelas al borde y, cerca de la inserción de las valvas en la pared aórtica, las lúnulas suelen estar perforadas. Al cerrarse

las válvulas, puesto que todas las áreas de las lúnulas adyacentes se oponen unas con otras, estas perforaciones no causan una insuficiencia de la válvula y, funcionalmente, carecen de significado.



nes
len
que
irse
or-
ila-

CAPITULO VII

IDENTIFICACION DE LOS EGOS CARDIACOS

La posición del transductor en la zona precordial, deberá ser precisa con objeto de evitar la producción de interfases que desplazan y causan confusión, impidiendo la identificación o el análisis, en forma similar, la búsqueda de una interfase específica al azar, toma tiempo y no está comprobado que el estudio final resultante represente fielmente la interfase que se busca: GRAMIAK (1.971). Por tanto, nunca se insistirá bastante en la importancia de un enfoque sistemático; ésta es la clave para lograr y comprender los movimientos de las distintas estructuras cardiacas: EDLER (1.955) y GRAMIAK (1.971).

Una vez que el transductor se halla en contacto con la piel del paciente en uno de los espacios intercostales, el examinador no hace más que variar continuamente el ángulo con que el haz se dirige al corazón, esto es necesario por la

visión de forma de tunel del transductor, cuyo diametro suele ser de media pulgada aproximadamente. Sin embargo estas variaciones en la angulación no se hacen de forma indiscriminada.

La maniobra básica consiste en pasear el haz a lo largo del eje mayor del corazón, desde la base hasta la parte superior. El plano exasto afectado, varía de un paciente a otro, pero en general es paralelo al tracto de salida del ventrículo izquierdo: FEIGEMBAUN (1.972).

En el punto de partida, con el haz dirigido hacia el apex del corazón, la secuencia es la siguiente: pared torácica, pared anterior de ventrículo derecho, cavidad derecha - (que no siempre se hace aparente en el ecocardiograma): FORTUIN (1.976), septum intreventricular, cavidad del ventrículo izquierdo y pared posterior del ventrículo izquierdo en la porción correspondiente al músculo papilar. Inclinando ligeramente el transductor hacia arriba, la secuencia, después de pasar una vez más a través de la cavidad del ventrículo izquierdo, recoge inicialmente los ecos del endocardio y del pericardio, pero en tanto que el haz continua en su recorrido - hacia la base del corazón, pueden verse los movimientos de la valva anterior y de la valva posterior de la válvula mitral.- Con esta ligera inclinación hacia arriba, comienza a aparecer la aurícula izquierda. Con una inclinación final se visualizan el cayado de la aorta y de las valvas valvulares, así co-

mo el cuerpo de la aurícula izquierda: FORTUIN (1.976).

La descripción de lo expuesto, queda reflejado en la figura 3.

Debe entenderse que si bién el examen recoge información directamente del corazón, es una secuencia que se extiende más o menos de la porción anterior a la posterior; la propia información se proyecta lateralmente como si se tratara de una sección sagital del corazón.

Los ecogramas se leen, como otros registros cardiológicos, de izquierda a derecha. Las estructuras proximales comienzan por la pared del tórax, aparecen en la parte superior del trazado y las estructuras distales que terminan en los pulmones, aparecen en la parte inferior. En la parte media del ecograma, puede verse un trazado estilizado en forma de M EDLEN (1.955).

Puede decirse, en términos generales, que esta valva anterior de la mitral, que es lo que describe esta M, no es accionada como una puerta por el viento, abriéndose y cerrándose cuando la sangre es impulsada desde la aurícula izquierda al interior del ventrículo izquierdo. En cambio pasa por un ciclo breve de movimientos intrincados e incompletos, que reflejan los accidentes escalonados y describen la M.

Examinando el ecocardiograma de la fig. B, vemos

que el eco empieza por un punto que coincide con el comienzo de la sístole ventricular. En este momento la valva anterior se halla a punto de cerrarse rapidamente, y su posición varía aproximadamente, del punto B al punto C. En tanto que el ventrículo izquierdo proyecta su volumen de sangre, el anillo mitral se desplaza anteriormente: C-D; luego, al comenzar la diástole ventricular, la valva mitral se abre rapidamente con la mayor amplitud posible: D-E, iniciándose luego el cierre: E-F. En este momento, todavía no se ha producido la contracción auricular, por lo que la valvula tiene tendencia a volver a abrirse ligeramente. Con la sístole auricular vuelve a abrirse: F-A, pero no tanto como anteriormente. Sigue rapidamente la relajación auricular que obliga a la válvula a comenzar a cerrarse de nuevo: A-B, completando el ciclo y volviendo al punto de partida: B-C, La M estilizada ha sido trazada en una fracción de segundo: EDLER (1.955), ADRIANGE (1.974), FEIGEMBAUN (1.972), FORTUIN (1.976), GRAMIAC (1.971).

La válvula posterior que normalmente se desplaza en sentido opuesto durante la diástole, efectua el trazado de lo que sería una M invertida, es decir una W. Dicho movimiento, sin embargo, no es tan pronunciado como en la valva anterior ni puede reconocerse con la misma facilidad; parece una w minúscula algo deformada, más que una mayúscula. Durante la sístole, las valvas convergen, cerrandose la válvula como se de-

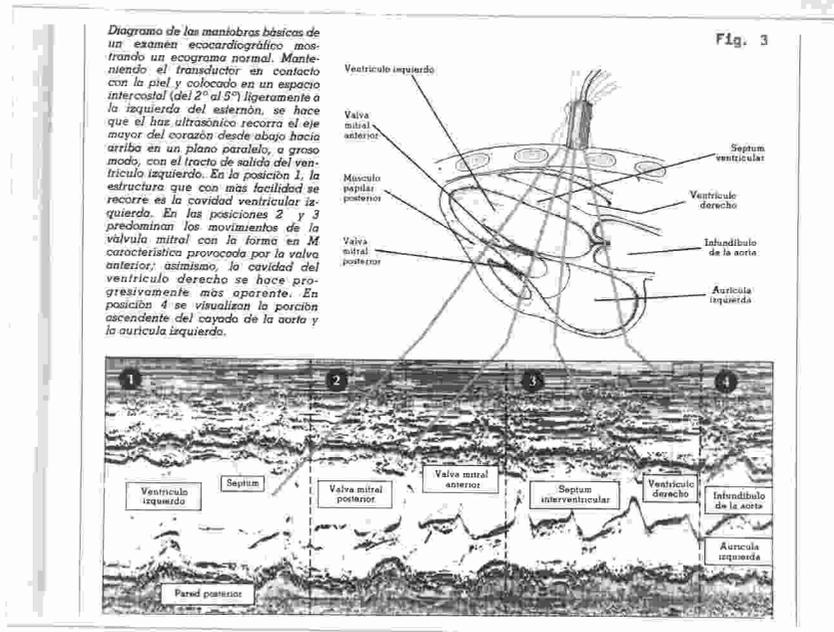


FIGURA 3.-

Representación de las imágenes correspondientes a un barrido del corazón, atravesando el haz de rayos ultrasónicos las diferentes partes anatómica cardíacas (Tomado de FORTUIN, 1.976).

muestra con la convergencia de los puntos C y D (Figuras 2 y 3)

Normalmente el epicardio y el pericardio están en estrecho contacto. Entre ambos, hay una cantidad de líquido — tan pequeño, 15 ml, que habitualmente un ecograma mostrará que la pared anterior del ventrículo derecho y la pared posterior del ventrículo izquierdo se movilizan de forma prácticamente — indistinguible, junto con, o alejándose de la pared del torax y del epicardio respectivamente. Cuando el líquido se acumula en el pericardio, aparece un espacio relativamente libre de — eco. HAGLER (1.975), KLEIN (1.968), LEMIRE (1.976).

Un derrame discreto se manifestará en la parte posterior, unicamente durante la sístole ventricular y en los casos moderados habrá tambien una acumulación de líquido posterior, pero en esta ocasión durante toda la sístole y la diástole, PEDERSEN (1.973), Mc. ARTHUR (1.976). En cambio en los casos graves se observa típicamente una acumulación de líquido, — tanto en la parte anterior como en la posterior (Figura 4).

Resulta difícil apreciar la sensibilidad de la ecocardiografía desde el punto de vista cuantitativo, con respecto al derrame pericárdico, pero esta técnica es capaz de detectar cantidades mínimas de 20 ml de líquido, dato interesante, — sabiendo que en derrames pericárdicos moderados, la acumulación de líquido varía entre 100 y 500 ml, VIGNOLA (1.976), —

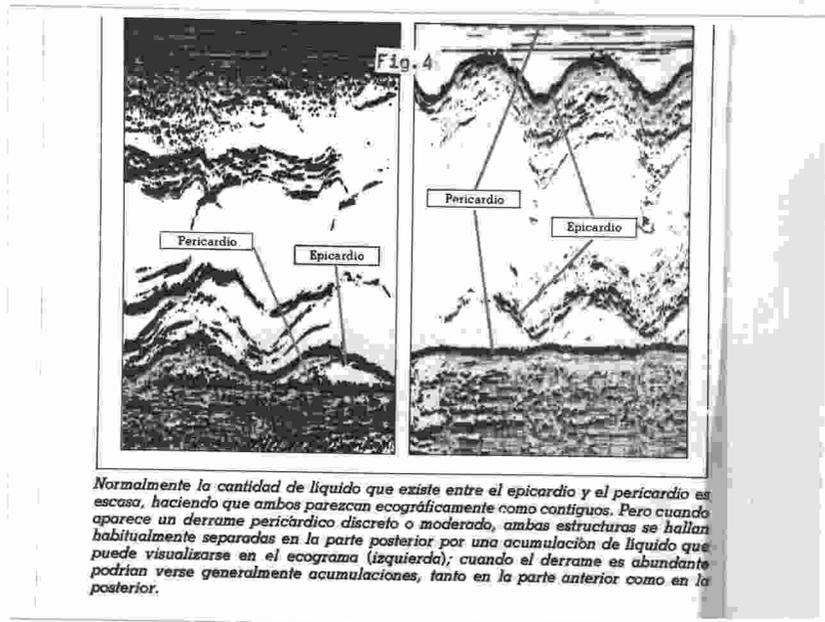


FIGURA 4.-

Representación de un ecocardiograma mostrando un derrame pericárdico. La figura de la izquierda presenta un derrame moderado, mientras que la derecha representa un derrame abundante (Tomado de FORTUIN, 1.976).

LANDRY (1.973).

Con esta base del conocimiento de lo que son los ultrasonidos, sus efectos sobre diferentes estructuras de densidad distinta, conociendo cuales son las técnicas más usadas en la ecocardiografía y la identificación de los ecos de la - anatomía del corazón, estamos en condiciones de pasar revista al estudio del derrame pericárdico por medio de ultrasonidos, del que ya hemos esbozado los signos más elementales.

CAPITULO VIII

ECOCARDIOGRAMA DEL DERRAME PERICARDICO
=====

En los últimos diez años, el derrame pericárdico - ha sido objeto de incesantes estudios por medio de los ultrasónidos. Numerosos autores han realizados experiencias con animales con el fin de aquilatar al máximo el poder diagnóstico de los ultrasonidos en este tipo de enfermedad y en los problemas de diagnóstico de los ultrasonidos en este tipo de enfermedad y en los problemas de diagnóstico diferencial que puede presentar. ABBASI, (1.976), FEIGEMBAUN (1.976), SMITH (1.973).

Una vez colocado el transductor, como ya hemos descrito en anteriores capítulos, se localiza la zona de la pared ventricular izquierda posterior distante del mediastino, de manera que los eces mediastínicos no se confundan erroneamente - con el derrame pericardico, FEIGEMBAUM (1.970), CASARELLA — (1.970).

Con ajuste adecuado de los controles de ganancia, - puede observarse un espacio entre el eco de la pared posterior

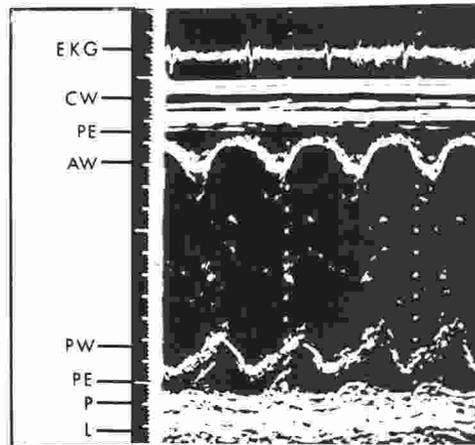


Fig. 5 Hemopericardio voluminoso en un muchacho de 17 años, después de un traumatismo no penetrante de tórax. CW = ecos estacionarios de pared torácica. AW = movimiento epicárdico ventricular derecho anterior. PE = espacio que representa el derrame pericárdico. PW = movimiento epicárdico ventricular izquierdo posterior. P = reflex del pericardio parietal posterior. L = pulmón. Esta gran acumulación de sangre (media más de 630 ml, se había ido acumulando lentamente durante nueve días desde un accidente de automóvil, y se acompañaba de signos crecientes de taponamiento pericárdico.

FIGURA 5.-

Esta figura muestra una colección importante del líquido en el espacio pericárdico formado por sangre tal como se indica en la propia figura. (Tomado de SMITH, 1.973).

que se mueve normalmente y una fuerte interfase del pericardio pulmón; este espacio sin eco representa el derrame (Fig. 5). - El control de ganancia debe ajustarse cuidadosamente, ya que - el espacio puede quedar enmascarado por ecos procedentes del - propio líquido si se utiliza demasiado intensidad de ultrasoni- do. También es útil disminuir el control de ganancia hasta - que desaparece el eco de la pared posterior; entoces identifi- ca la reflexión de la interfase más potente de pericardio pul- móm. Un derrame pericárdico anterior, muchas veces acompaña al derrame posterior, pero no debe diagnosticarse en ausencia de acumulación posterior de líquido. GRAMIAK (1.971).

En el mejor de los casos, la estimación del volu- men del derrame es aproximada, pero el descubrimiento de movi- miento sincrónico de las paredes anterior y posterior, el lla- mado "corazón oscilante", indica derrame copioso, que muchas - veces puede tener origen neoplásico, FEIGEMBAUM (1.970).

El líquido pleural también puede reconocerse de- trás del corazón, y debe distinguirse del derrame pericárdico: en ocasiones se observan ambos derrames juntos. CASARELLA (1.970)

La determinación cuantitativa del derrame pericár- dico, no deja de plantear serios problemas, según algunos - HOROWITZ (1.974), porque el fino haz de ultrasonido refleja - ecos de una pequeña zona del corazón y de una sola vez y por-

que el líquido pericárdico se desplaza con la posición. Sin em bargo, se puede llegar a elaborar una clasificación del líquido pericárdico en escaso, moderado y abundante, mediante la me dición de zona sonolúcida que existe entre pericardio poste— rior y epicardio, ABRASI (1.976).

Esto es importante para valorar la contribución — del derrame pericárdico en la cardiomegalia, la cual puede de— berse tanto a la acumulación de líquido en la cavidad pericár— dica, como al aumento de las cámaras cardíacas.

Recientemente se ha discutido la sensibilidad y es pecificidad del diagnóstico ecocardiográfico de derrame peri— cárdico, HOROWITZ (1.974). La Fig. 6 muestra un ecocardiograma en el que se aprecia un pequeño derrame.

En 1.975, GRAMIAK, se refiere a la detección del - derrame pericárdico, diciendo también que el eco registrado co rresponde a un espacio sonolúcido que separa el eco de la pa— red cardíaca móvil de un eco pericárdico estacionario.

El examen se realiza más fácilmente si las paredes cardíacas anterior y posterior se ven como entidades separadas y se mantiene la sensibilidad del aparato al mínimo nivel, pa— ra registrar solamente los ecos fuertes de las paredes del co— razón. El haz debe ser dirigido de tal forma que pase por la - valva anterior de la mitad y muestre la pared ventricular iz—

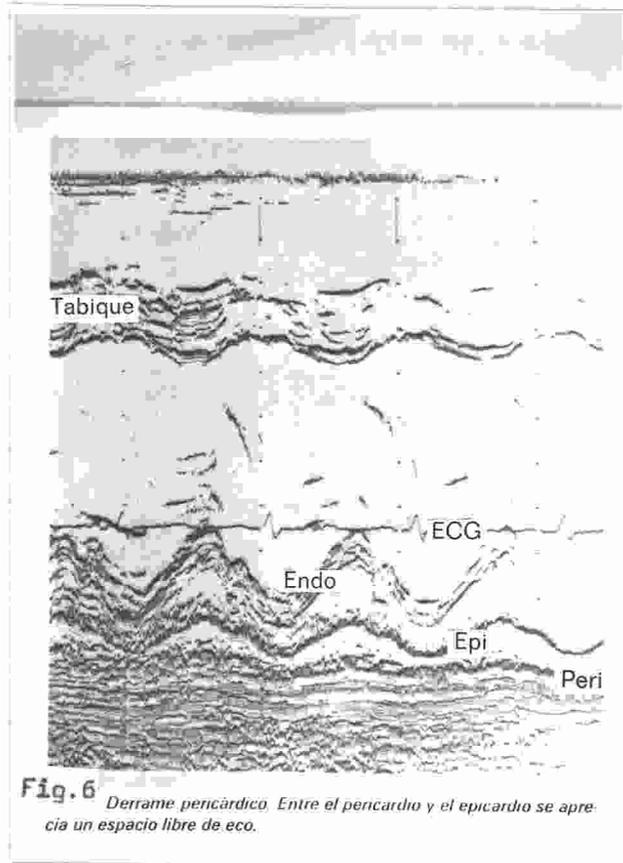


Fig. 6 *Derrame pericárdico. Entre el pericardio y el epicardio se aprecia un espacio libre de eco.*

FIGURA 6.-

Espacio libre de eco entre el pericardio y el epicardio, dado que los ultrasonidos se transmiten a través de los líquidos sin ser reflejados. Este espacio libre de ecos corresponde a un derrame pericárdico. (Tomado de ABBASI 1.976).

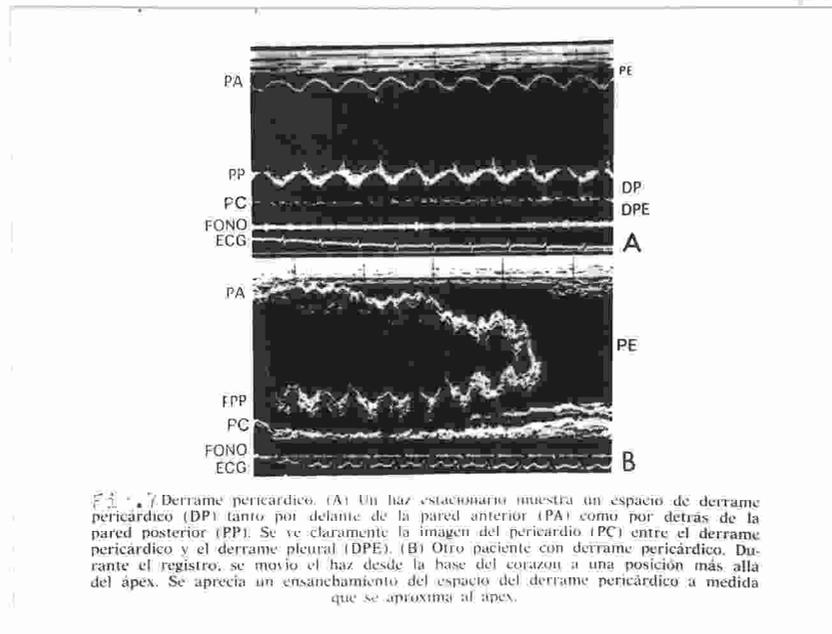


FIGURA 7.-

Dos imágenes correspondientes a derrames pericárdicos en sujetos distintos. Como denominador común el espacio - sonolúcido correspondiente al derrame (Tomado de GRAMIAK 1.975).

quiera (Fig. 7).

Pueden obtenerse falsos positivos, si existe una gruesa almohadilla grasa epicárdica por delante, o cuando el haz sale por la vena pulmonar. Esta confusión puede resolverse barriendo la pared del ventrículo izquierdo con un haz móvil. El verdadero derrame pericárdico se ensancha a medida que nos acercamos al ápex del corazón, desapareciendo el espacio en los falsos positivos.

El método ultrasónico es más preciso que los estudios con dióxido de carbono intracardiaco o radioisótopos, a pesar de lo que otros autores consideran, GRAMIAK (1.975). Según este autor, la cuantificación del derrame pericárdico sigue siendo, no obstante, difícil.

Como podemos ver según diferentes opiniones de autores, con reconocida autoridad en el campo de la ecocardiografía, este método a pesar de que aún no haya alcanzado el grado de desarrollo que otros métodos diagnósticos, está demostrando ser el ideal para poner en evidencia la presencia de derrames pericárdicos, que de otra forma, quizá, no hubiésemos podido detectar.

CAPITULO IX

CUANTIFICACION DEL DERRAME PERICARDICO
=====

POR ULTRASONIDOS
=====

Hemos venido comprobando el enorme poder diagnóstico de los ultrasonidos para detectar líquidos en la cavidad pericárdica, en que coinciden todos los autores citados. En cuanto a lo que se refiere a la determinación cuantitativa del derrame, los resultados obtenidos no son tan concluyentes y se -
prestan a discusión.

Normalmente el pericardio contiene de quince a ---
treinta mililitros de líquidos. Se admite que hasta que el acúmulo de líquido no alcanza los doscientos cincuenta mililitros, como mínimo, no se observan cambios radiológicos significati---
vos en la silueta cardiaca, STEMBERG (1.961). En este sentido la ecocardiografía es mucho más sensible, pues bastan cincuenta mililitros de líquido para ser detectados objetivamente ---
por los ultrasonidos.

Numerosos estudios realizados nos han informado como

mo se va acumulando el líquido dentro del saco pericárdico. — Inicialmente se acumula en la región retroesternal (zona más baja y de menor resistencia), con mayor depósito el diafragma durante la inspiración; gradualmente, conforme aumenta se va distribuyendo lateralmente, hacia el lado derecho, En numerosas publicaciones se ha venido señalando que el derrame nunca se acumula por detrás del corazón. si bién algunos admiten que en los grandes derrames se distienden los sacos laterales, — ALGARRA, (1.975).

Ecocardiograficamente, el primer acúmulo de líquido se objetiva a través de la interfase posterior, pero hemos de aclarar que con la técnica de los ultrasonidos, lo que llamamos posterior, es en realidad la zona posterolateral izquierda del saco pericárdico; ello se debe a la situación oblicua en la que se situa el transductor a nivel del borde paraesternal izquierdo y la dirección conque proyectamos las ondas.

Pese a que en la actualidad las publicaciones sobre ecocardiografía están empezando a ser abundantes, la cuatificación del derrame pericárdico está aún poco definida.

Dice FEIGEMBAUM (1.972), que cuando hay separación unicamente sistólica de la interfase pericardica posterior, — con conservación de alguna movilidad del pericardioparietal y sin separación anterior, podrían calcularse unos 200 ml a —

los obtenidos por Feigebaum en 1.972. Aunque la estadística es pequeña, aquel autor hace la siguiente clasificación:

GRADO I. Derrame de 50 a 100 ml.- Determina un pequeño espacio libre de ecos en la interfase pericárdica posterior.

GRADO II. Derrame de 100 a 200 ml.- Pequeño espacio libre de ecos en la interfase posterior, tanto en sístole como en diástole. Movilidad del pericardio parietal posterior conservada.

GRADO III. Derrame de 200 a 400 ml.- El pequeño espacio libre de ecos se observa en la interfase anterior y posterior. En la posterior la interfase libre alcanzada 0'5 cm. de anchura. La movilidad del pericardio parietal está disminuida.

GRADO IV. Derrame de 400 a 700 ml.- Espacio libre de ecos más ancha en las interfases anterior y posterior; en esta última puede medir hasta 1 cm. de anchura. Desaparece la movilidad del pericardio parietal.

GRADO V. Derrame de 700 a 1000 ml. o más.- Espacio libre de ecos aún más ancha en la interfase anterior y posterior; en esta última, la anchura es de 1 a 2 cm. e incluso más. Persiste la inmovilidad del pericardio parietal posterior, que aparece claramente como una línea recta.

Como vemos, los resultados obtenidos por ALGARRA (1.975), se acercan a los obtenidos por Feigebaum (1.972). —

300 ml de líquido acumulado. Cuando el espacio libre de ecos a nivel posterior, a más de la sístole, se observa en la diástole, el acúmulo sería de 400 a 500 ml. Cuando, además, se encuentre a nivel anterior el derrame oscilaría entre los 500 y los 1.000 ml, dependiendo este amplio margen de la separación epicardio-pericardio.

Como extremo opuesto, están los hallazgos de HOROWITZ (1.974) y cols., que se refieren tan solo a casos de pequeños derrames, con lesiones cardiacas que fueron sometidos a cirugías con técnica abierta y, por tanto, con aspiración total del fluido nada más abrir el pericardio.

Estos autores clasifican los patrones ecocardiográficos en cinco Grupos: A, B, C, D y E, con subdivisiones de C en C₁ y C₂. Encuentran expresiones ecográfica a partir de los 15 a 20 ml y cuando toda la sístole estaba libre de ecos de tipo C, obtuvieron casos falsos, subdividiéndoles en C₁ (movilidad del pericardio parietal conservada) y C₂, (pericardio parietal con movilidad abolida). Consideran positivos a partir de C₂, encontrando más de 15 ml de líquidos y en todos los casos del grupo D (espacio libre posterior sisto-diastólico) el resultado nunca fué erróneo.

ALGARRA (1.975), que publica una clasificación realizada con dieciocho enfermos, llega a resultados parecidos a

Sin embargo aquel autor aclara que al clasificar a los enfermos, en los grados señalados debe tenerse en cuenta que los obesos, enfisematosos y en caso de hernia diafragmática se puede encontrar una interfase libre anterior falsa.

También la movilidad del pericardio parietal no solo depende de la cuantía del derrame, sino también del engrosamiento inflamatorio y de la pérdida de elasticidad (fibrosis) de la serosa.

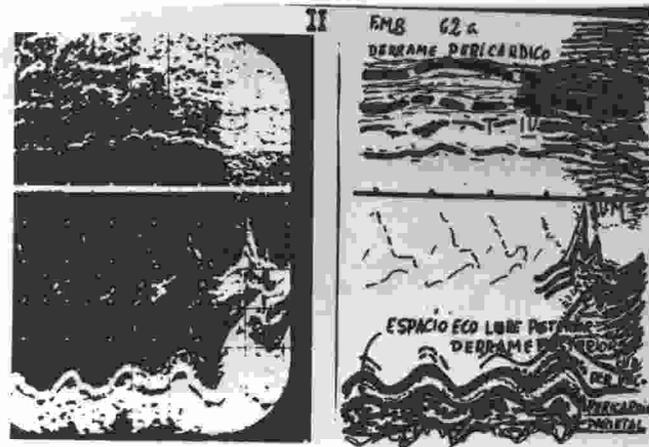


Fig. 8

Derrame pericárdico posterior moderado. Interfase posterior (sistólica y diastólica) de 0,5 cm. Movilidad del pericardio parietal posterior no alterada (grado II: 100 a 200 c.c.).

FIGURA 8.-

Representación de un derrame pericárdico de grado II, según la clasificación de Algarra y cols. (tomado de ALGARRA, 1.975).

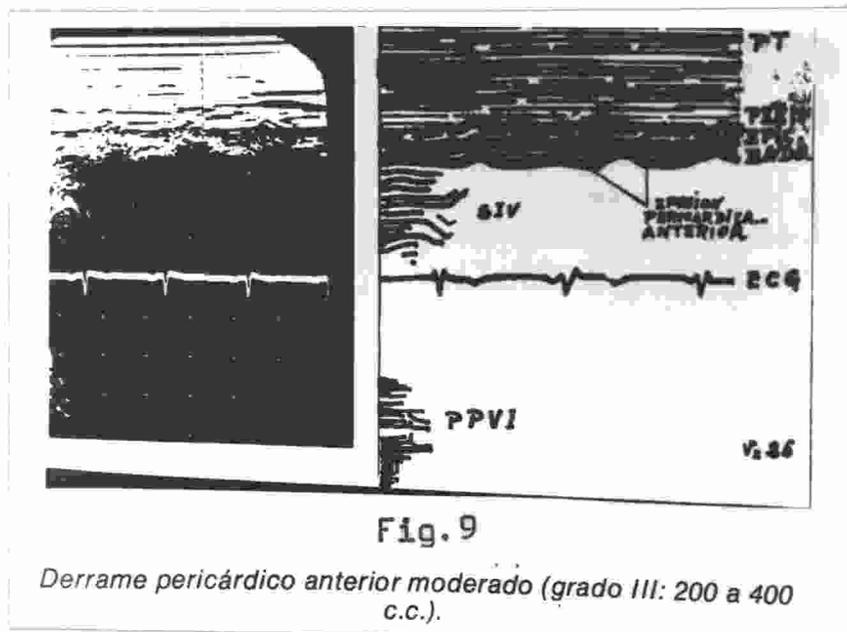


Fig. 9

Derrame pericárdico anterior moderado (grado III: 200 a 400 c.c.).

FIGURA 9.-

Esta imagen representa un derrame pericárdico de grado III según la clasificación dada por Algarra y cols. — (Tomado de ALGARRA 1.975).

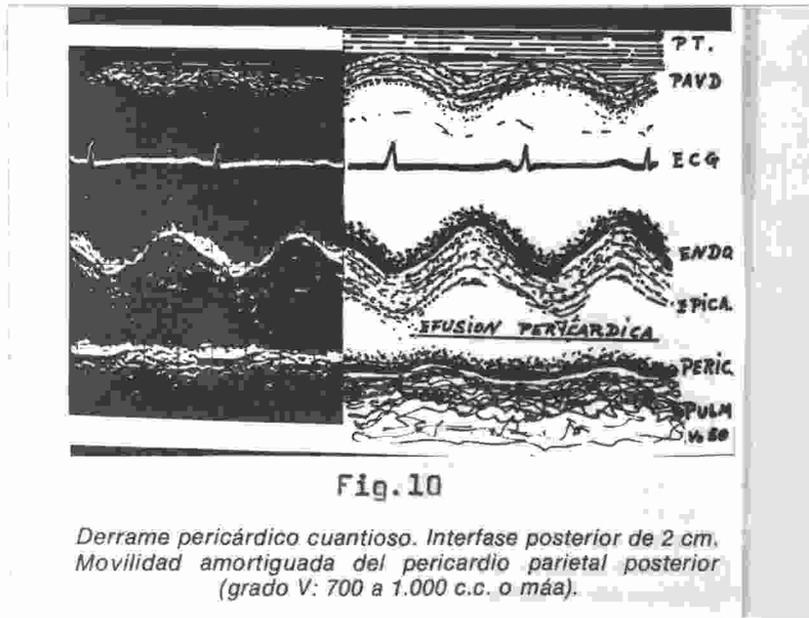


FIGURA 10.-

Como vemos en la explicación en el interior de la figura, el derrame pericárdico es muy considerable y es considerado por Algarra y cols. de grado V, según su propia clasificación (Tomado de ALGARRA 1.975).

MATERIAL Y METODOS

La presente investigación clínica está realizada - en la Unidad de Ecocardiografía, Departamento de Medicina Interna del Hospital Universitario de Sevilla.

Para ello fueron revisadas 1.050 historias clínicas en la citada Unidad. En dos años seleccionamos 101 casos a los que se llegó al diagnóstico de Pericarditis, aunque el diagnóstico clínico no fuese este e ingresasen en la Unidad con este o cualquier otro diagnóstico.

De los 101 casos estudiados, 45 fueron hombres y - 56 mujeres, con edades comprendidas entre los 5 y 84 años.

Para la admisión de los casos en nuestra investigación clínica no se exigió ningún criterio de selección previa, admitiéndose en nuestro estudio a todos los pacientes que fueron diagnosticados ecocardiográficamente de Pericarditis, independientemente de que pudiesen existir otros diagnósticos o patologías concomitantes.

En la realización de la investigación empleamos ecocardiografo "Unired Corporation", unidimensional, con transduc-

tor de 2.5 Mhz., sin enfocar, a 1.000 impulsos por segundo y - registrados en papel ultravioleta mediante registrador Honeywell y osciloscopio de memoria con registro del electrocardiograma simultaneamente.

El paciente en posición supina semisentado, aplicando el transductor, mediante gel hidrosoluble, interpuesto - entre aquel y la piel, sobre 4^o - 5^o espacios intercostales izquierdos, a unos 2 ó 3 cms. de la línea media paraesternal, - hasta visualizar los ecos de la válvula mitral, estructura de fácil reconocimiento.

En pacientes obesos y enfisematosos se procedió a un semidecúbito lateral izquierdo, para evitar los ecos pulmonares.

En la posición habitual y de manera rutinaria se - practicaron varios barridos desde el apex a la base del cora- zón.

El sistema de filtro se utilizó de manera indivi- dual para cada tipo de pacientes, hasta conseguir una buena visualización de la pared libre del ventriculo izquierdo, aislan- do en una fase ulterior el pericardio, para los enfermos con - derrame, y ecos densos de las pericarditis constrictivas, a - las que se comparó con las radiografías, observandose una cora- za alrededor de la silueta cardíaca.

De los 1.050 casos revisados, solo 101 fueron diagnosticados, ecocardiograficamente, de pericarditis, lo que supone un 9.5 % de frecuencia de los pacientes estudiados en la Unidad de Ecocardiografía.

Para el diagnostico de derrame pericardico se exigió la clara identificación de la pared posterior del ventriculo izquierdo y separación de la interfase epicardio-paricardio visceral y paricardio parietal-pulmón.

En los casos en los que el derrame fué cuantioso, tambien se realizaron en la cara anterior, separandolos ecos de la pared anterior del ventriculo derecho del resto de los ecos de las paredes del torax.

Según esto y siguiendo los criterios de FEIGEMBAUM hemos clasificados los derrames en tres tipos: I, II, III, según que el espacio sonolúcido, ya descritos en los capitulos anteriores apareciera solo en la sístole (fig. 11), y en la sístole y en la diástole, pero sólo en la pared posterior (fig. 12) o en la sístole y diástole, en la pared anterior y posterior (fig. 13) respectivamente.

Experiencia de diversos autores han probado una buena correlación entre el tipo de derrame y la cantidad de líquido acumulado. Se estima que el tipo I corresponde a un derrame de menos de 300 ml., el tipo II entre 300 y 500 ml. y el

tipo III más de 500 ml.

En todos los casos en los que hubo derrame se hicieron ecocardiogramas de control para observar la evolución de los mismos, pasando unos del tipo III al II y luego al I etc.

Para valorar el componente restrictivo nos servimos de la pendiente EF, de descenso diastólico de la valva anterior de la válvula mitral. La pendiente EF marca el final del llenado ventricular rápido. Este cierre diastólico ha sido considerado por muchos autores como una función de la duración de gradiente a través de la válvula mitral y del llenado ventricular durante la diástole.

El estudio de la pendiente EF ha sido utilizada para intentar determinar el tamaño del orificio de la válvula mitral (FEIGEMBAUM, GRAMIAC, KLEIN y otros).

En todos los casos se midió el índice de la onda A como índice indirecto de las presiones telediastólicas del ventrículo izquierdo y su distensibilidad.

$$\text{Ind. onda A} = \frac{\text{altura de la onda A}}{\text{altura de la onda DE}} \times 100$$

Para valorar la función del ventrículo izquierdo se obtuvo, en todos los casos, la fracción de eyección por el método habitual:

$$\text{Frac. Eyec.} = \frac{\text{volumen diastólico} - \text{volumen sistólico}}{\text{volumen diastólico}} \times 100$$

La fracción de eyección del ventrículo izquierdo indica el % del volumen de sangre expulsada en cada sístole, respecto al volumen que tenía el ventrículo en la anterior diástole, en su fase telediastólica.

La contractibilidad del ventrículo izquierdo se determinó mediante la velocidad de acortamiento circunferencial, según la fórmula:

$$\frac{(Dd - Ds)/dt}{Dd}$$

Dd = diámetro diastólico
Ds = diámetro sistólico
dt = tiempo

La velocidad de acortamiento circunferencial es un índice de contractilidad que se correlaciona muy bien con el mismo parámetro hallado mediante los datos de la ventriculografía. Aparece disminuido en las mismas que la fracción de eyección, por regla, general, pero pueden existir casos de contractilidad conservada y por tanto con velocidad de acortamiento circunferencial normal, pero con fracaso de la bomba por severas sobrecargas hemodinámicas, como ocurre, por ejemplo, en la insuficiencia mitral o aórtica agudas.

La fracción de eyección y la velocidad de acortamiento circunferencial aparecen incrementadas en la estenosis

aórtica dinámica, hecho que coincide con los hallazgos hemodinámicos de los casos.

También se determinó la velocidad media de contracción de la pared posterior del ventrículo izquierdo.

Varios casos que fueron diagnosticados de derrame pericárdico se sometieron a pericardiocentesis, comprobándose que la cantidad de líquido extraída era muy aproximada a la indicada en el ecocardiograma.

Todos los datos obtenidos han sido sometidos a un proceso estadístico (test de la varianza) con objeto de estudiar las posibles dependencias entre los distintos parámetros.

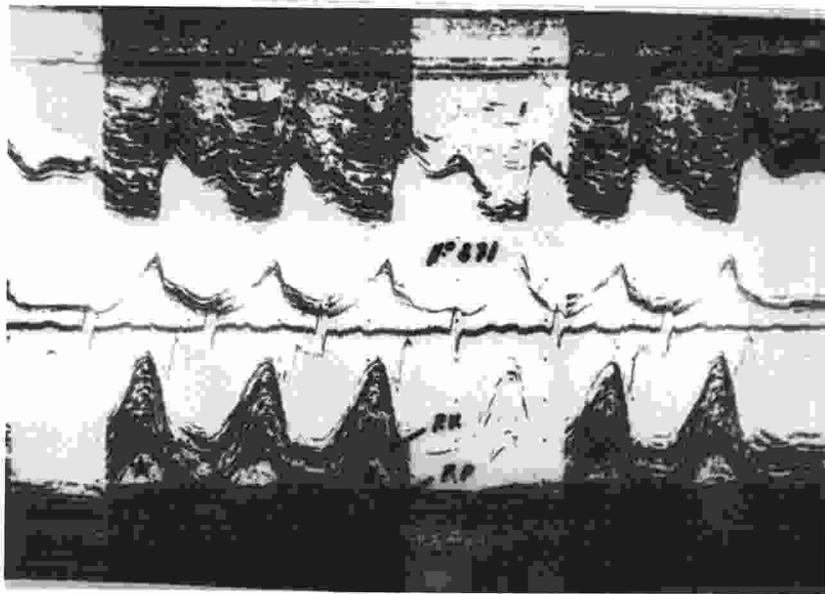


Fig. 11) Derrame pericardico tipo I. Espacio libre de ecos en la pared posterior, Únicamente durante la sístole ventricular. (Asterisco).

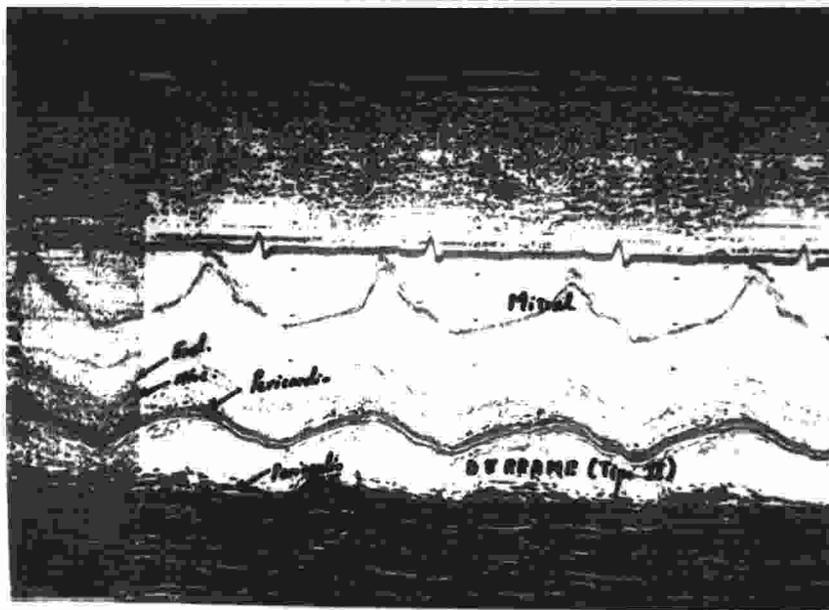


Fig. 12) Derrame pericardico tipo II, Espacio sonolúcido en la pared posterior del ventrículo izquierdo, tanto en sístole como en diástole.

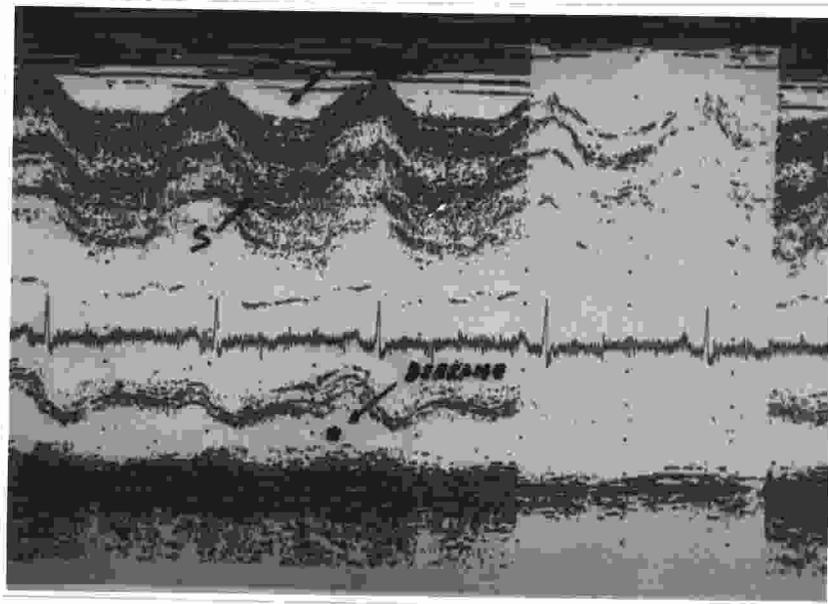


Fig. 13) Derrame pericardico tipo III. Espacio sonolúcido en la pared anterior y posterior del ventrículo izquierdo.

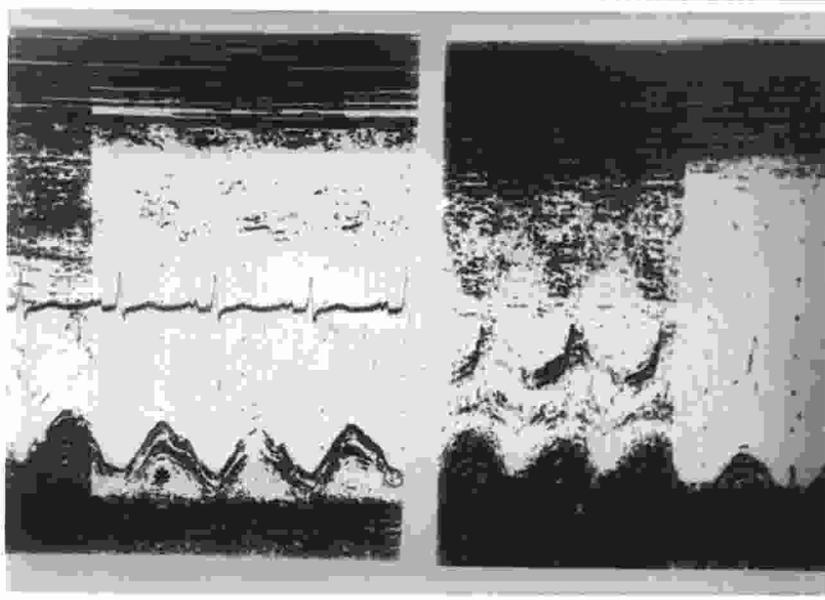


Fig. 14) Derrame pericardico (señalado por asterisco) y comprobación posterior de su regresión.

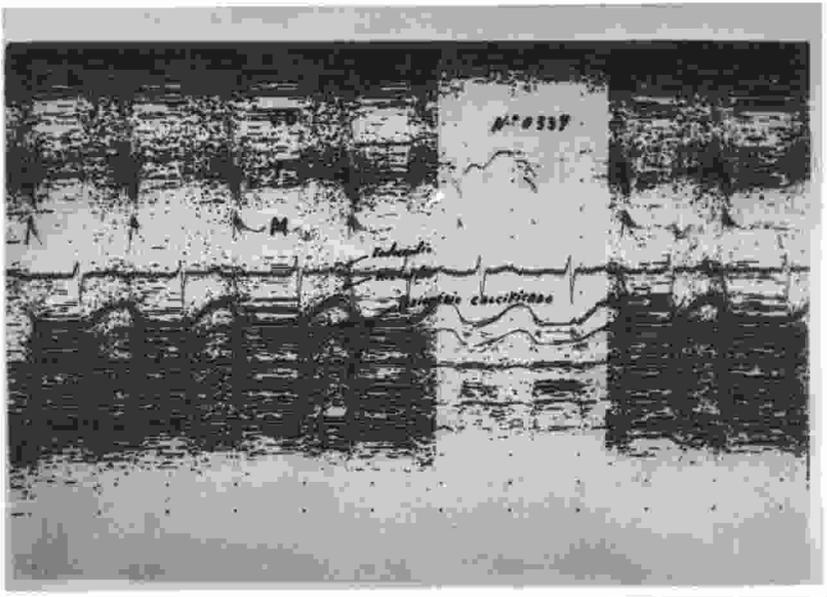


Fig. 15) Pericarditis crónica constrictiva. Observense los ecos densos que aparecen como líneas paralelas en la pared posterior. M: Rastro de la mitral. T: Tabique. VD: Ventriculo derecho.

RESULTADOS

De los 101 casos estudiados, 34 fueron derrames tipo I, de la clasificación de FEIGEMBAUM. lo que representa un 33.6 %, 36 del tipo II, lo que supone un 35.6 %, 25 del tipo III, 24.7% y 6 fueron pericarditis constrictivas, es decir, el 5.9%.

La pendiente EF osciló entre 8 y 190 mm/seg., con una media de 74.7 mm/seg., valor ligeramente superior al considerado como normal.

La función ventricular obtenida mediante la fracción de eyección osciló entre el 24 y 90 %, con una media del 65.5 %, valor que puede ser considerado como normal.

Los valores del índice de la onda A oscilaron entre el 23 y el 100 %, con una media del 72 %, valor ligeramente superior al considerado como normal.

La contractibilidad del ventrículo izquierdo obtenida mediante la velocidad de acortamiento circunferencial dió unos valores que oscilaron entre el 0.4 y 2.7 cirf/seg., con una media de 1.2 cirf/seg., valor discretamente superior del

normal.

La velocidad media de contracción de la pared posterior del ventrículo izquierdo osciló entre 2.3 y 8 cm/seg., con una media de 4.9 cm/seg., valor por encima del normal.

La movilidad del septum fué normal en 70 casos, Paradojico en 10, Plano en 2, Hiperquinético en 9, Aquinético en 1 e Hipoquinético en 9.

Todos estos valores se encuentran reflejados en la tabla I.

E.C.C.G. nº	Sexo	Edad	Diag. Clínico	Mov. Tablique	Frac. Eye. %	Vel. Acor. Circ. Cir/seg.	Vel. Med. Cont. Cm/seg.	Derrame	Tipo	Pendiente E.F.	Indico Onda A	POSIBLE ETIOLOGIA
33	M.	13	D.P.	N.	70	-	-	SI	II	52	37	REUMATICA
56	M.	62	D.P.	N.	51	-	-	SI	III	38	78	UREMICA
64	V.	7	D.P.	N.	63	-	-	SI	III	115	45	REUMATICA
80	M.	53	D.P.	N.	61	-	-	SI	III	48	72	IDIOPATICA
88	M.	61	D.P.	N.	72	-	-	SI	I	45	63	UREMICA
131	V.	47	D.P.	P.	63	-	-	SI	II	84	76	INFARTO MIOCARDIO
122	M.	8	D.P.	P.	-	-	-	SI	II	70	23	REUMATICA
137	M.	76	D.P.	N.	-	-	-	SI	III	60	n.e.	CARCINOMA METASTASICO
138	M.	40	E.M.	N.	83	-	50	SI	II	3	n.e.	REUMATICA
148	M.	35	E.A.	N.	74	-	-	SI	III	80	50	REUMATICA
184	V.	11	D.P.	N.	72	1.5	4.8	SI	I	100	41	LINFOMA LINFOCITICO
193	M.	36	E.P.	N.	90	1.8	6.4	SI	I	36	77	EST.PULM.REUMATICA
198	V.	47	P.C.	N.	-	-	-	-	-	105	N.E.	FIBROSIS PERICARDICA
200	V.	8	GLV.	H.	82	2.7	6	SI	I	75	54	IDIOPATICA
210	V.	46	D.P.	PL	-	-	-	SI	I	160	72	INFARTO MIOCARDIO
233	M.	36	E.M.	N.	84	1.7	5.8	SI	I	14	N.E.	IDIOPATICA
240	V.	47	Inf.	h.	65	1	3.7	SI	II	84	76	INFARTO MIOCARDIO
195	M.	55	D.P.	N.	61	0.9	5.2	SI	II	50	71	TRAUMATICA
248	V.	57	Inf.	N.	61	0.9	5.6	SI	II	70	70	INFARTO MIOCARDIO
256	M.	74	I.M.	N.	53	0.8	3.6	SI	I	80	N.E.	REUMATICA
265	M.	56	D.P.	N.	58	-	-	SI	III	50	86	BACTERIANA
271	M.	51	DLM.	H.	78	1.8	8	SI	II	140	46	REUMATICA
289	M.	68	ICC.	N.	166	1.1	5.2	SI	III	72	N.E.	BACTERIANA
301	M.	49	P.C.	P.	-	-	-	-	-	116	N.E.	TRAUMATICA
306	M.	49	ICC.	N.	-	-	-	SI	III	-	-	I.C.C.
308	V.	56	E.M.	N.	-	-	-	SI	I	185	N.E.	POST QUIRURGICA
324	V.	47	D.P.	N.	-	-	-	SI	I	56	83	TRAUMATICA
330	M.	31	I.A.	N.	81	-	-	SI	III	15	61	IDIOPATICA
244	M.	45	ICC.	N.	81	1.9	8	SI	II	36	N.E.	INSUF. MITRAL
335	M.	56	ICC.	N.	71	-	-	SI	III	18	N.E.	I.C.C.
344	M.	5	CLA.	N.	-	-	-	SI	II	-	-	POST. QUIRURGICA
366	V.	42	CLA.	N.	67	-	-	SI	III	52	-	C.I.A.
377	M.	27	D.P.	N.	59	-	3.5	SI	III	135	N.E.	IDIOPATICA
363	M.	48	E.M.	N.	67	-	-	SI	III	6	N.E.	IDIOPATICA
370	V.	67	E.M.	N.	73	1.3	7	SI	II	112	N.E.	ESCLEROSIS

E.C.C.G. n°	Sexo	Edad	Diag. Clínico	Mov. Tabique	Frac. Eyec. %	Vel. Acor. Circ. Cir/seg.	Vel. Med. Cont. Cm/seg.	Derrame	Tipo	Pendiente E.F.	Indico Onda A	POSIBLE ETIOLOGIA
385	M.	56	D.P.	P.	43	0.47	36	SI	III	116	N.E.	IDIOPATICA
386	M.	53	D.P.	N.	68	1.14	58	SI	I	116	78	IDIOPATICA
391	M.	45	E.M.	N.	65	-	-	SI	I	20	77	REUMATICA
396	M.	30	D.P.	N.	85	-	-	SI	II	150	78	UREMICA
398	V.	45	D.P.	N.	86	-	-	NO	-	90	N.E.	PER.CONSTRICTIVA
408	M.	66	P.C.	I.	-	-	-	NO	-	190	77	PER.CONSTRICTIVA
424	M.	40	D.P.	N.	69	2	75	SI	I	90	76	IDIOPATICA
431	V.	41	E.M.	P.	-	-	-	SI	II	-	-	POST. QUIRURGICA
435	V.	47	LCC.	h.	31	0.45	26	SI	I	136	77	I.C.C.
469	M.	57	D.P.	N.	80	1.7	58	SI	III	116	78	UREMICA
475	M.	60	D.P.	I.	-	-	-	SI	II	34	N.E.	IDIOPATICA
480	V.	50	E.M.	N.	67	0.96	44	SI	I	22	72	REUMATICA
486	V.	60	P.C.	h.	-	-	-	NO	-	150	N.E.	PER.CONSTRICTIVA
499	M.	28	D.P.	N.	75	1.3	42	SI	I	140	63	REUMATICA
506	V.	52	E.M.	N.	62	0.81	4	SI	II	200	N.E.	ESCLEROSIS
508	V.	50	P.C.	P.	-	-	-	SI	I	32	70	PER.CONSTRICTIVA
509	V.	34	E.M.	N.	64	-	-	SI	II	4	N.E.	REUMATICA
512	V.	40	D.P.	P.	-	-	75	SI	II	50	90	C.I.A.
516	V.	24	D.P.	N.	65	1	63	SI	I	180	50	REUMATICA
524	V.	6	D.P.	N.	72	1.7	36	SI	II	110	61	BACTERIANA
525	M.	42	DLA.	N.	80	-	-	SI	I	10	N.E.	IDIOPATICA
527	M.	48	Inf.	N.	82	1.3	46	SI	I	76	100	INFARTO MIOCARDIO
529	V.	53	D.P.	N.	-	-	42	SI	II	76	N.E.	BACTERIANA
539	V.	54	DLA.	h.	53	0.75	4	SI	I	96	-	REUMATICA
550	V.	60	P.C.	N.	77	-	-	NO	-	116	58	PER.CONSTRICTIVA
617	V.	35	E.M.	N.	74	1.3	56	SI	I	120	68	POST. QUIRURGICA
568	M.	25	E.M.	N.	61	-	-	SI	I	15	81	REUMATICA
569	M.	54	E.M.	N.	80	0.8	46	SI	II	5	N.E.	REUMATICA
579	V.	38	E.M.	N.	67	0.96	36	SI	I	20	N.E.	REUMATICA
582	M.	52	DLM.	N.	64	1	28	SI	II	15	N.E.	REUMATICA
585	V.	14	D.P.	H.	76	1.7	52	SI	I	120	N.E.	IDIOPATICA
595	M.	48	Mioc.	Pl.	58	1	23	SI	II	80	89	ESCLEROSIS
596	V.	60	DLM.	h.	59	1	43	SI	I	15	N.E.	REUMATICA
614	V.	51	E.M.	h.	-	-	6	SI	II	160	N.E.	IDIOPATICA
615	V.	59	E.M.	N.	87	1.7	64	SI	II	16	N.E.	REUMATICA

TABLA I (CONTINUACION)

E.C.C.G.nº	Sexo	Edad	Diag. Clínico	Mov. Tabique	Frac. Eyec. %	Vel. Acor. Circ. Cir/seg.	Vel. Med. Cont. Cm/seg.	Derrame	Tipo	Pendiente E.F.	Indico Onda A	POSIBLE ETIOLOGIA
646	M.	24	E.M.	N.	73	1.2	4.7	SI	I	18	78	REUMATICA
649	M.	67	GIA.	P.	-	-	4.4	SI	I	15	100	IDIOPATICA
664	V.	52	E.M.	N.	70	1.5	5.5	SI	II	76	82	BACTERIANA
696	V.	62	E.A.	H.	84	2.5	7.6	SI	II	86	40	BACTERIANA
673	H.	62	E.A.	N.	-	-	-	SI	II	5	N.E.	IDIOPATICA
699	M.	62	E.M.	h.	82	1.8	4.5	SI	I	96	70	-----
608	V.	56	D.P.	P.	-	-	-	SI	III	44	83	HIPOTIROIDISMO
621	M.	56	E.M.	N.	78	1.4	4.2	SI	II	15	N.E.	REUMATICA
638	V.	47	D.P.	N.	74	1.2	4.8	SI	II	116	73	UREMICA
642	M.	59	LCC.	P.	-	-	4.5	SI	II	8	N.E.	I.C.C.
653	M.	17	E.A.	h.	82	1.7	2.6	SI	III	75	71	REUMATICA
669	V.	47	D.P.	N.	73	1.7	5.8	SI	III	50	72	UREMICA
677	V.	34	Mioc.	N.	65	1.5	5.2	SI	I	150	77	-----
697	M.	24	DLM.	H.	70	2	6.6	SI	I	64	68	REUMATICA
608	M.	58	E.P.	P.	-	-	4.2	SI	II	50	73	-----
618	M.	39	E.M.	N.	78	1.6	3.6	SI	III	7	100	REUMATICA
641	V.	62	D.P.	H.	84	2.2	6	SI	III	44	80	BACTERIANA
647	M.	34	DLM.	H.	67	1.4	5.2	SI	I	35	92	REUMATICA
657	M.	42	D.P.	N.	45	0.9	4.5	SI	III	60	84	COLAGENOSIS
663	M.	65	E.M.	N.	67	1.4	4	SI	I	110	N.E.	-----
6002	M.	43	E.L.	N.	74	2.1	5.8	SI	III	44	90	BACTERIANA
6016	M.	39	DLM.	N.	65	1.3	5.5	SI	I	40	76	-----
6020	V.	23	D.P.	N.	54	0.8	3.5	SI	II	70	77	UREMICA
6023	V.	45	Mioc.	Aq.	-	-	2.8	SI	II	152	N.E.	-----
6028	M.	43	E.L.	N.	71	1.4	6.3	SI	II	60	77	BACTERIANA
6029	V.	37	I.A.	H.	46	-	5.5	SI	III	30	-	REUMATICA
6035	M.	33	DLM.	H.	-	-	-	SI	III	110	66	-----
6043	M.	51	E.M.	N.	65	1	3.5	SI	I	28	70	-----
6046	V.	46	C.M.	N.	24	1.5	5.5	SI	III	40	-	-----
6051	V.	52	P.A.	h.	67	1.3	5.6	SI	II	25	-	-----
6059	V.	54	DLM.	N.	65	1	4	SI	II	12	88	-----

TABLA I (CONTINUACION II)

S I G L A S.

Aq. : Aquinetico

C.I.A.: Comun. Inter. Auricular

C.I.U.: Común. Inter. Ventricular

C.M.:Cardio~~o~~Megalia

D.L.A.:Doble lesión aortica

D.L.M.:Doble lesión mitral

Eccm.:Ecocardiograma

E.L.:Endocarditis lenta

E.P.:Estenosis Pulmonar

h.:Hipoquinético

H.:Hiperquinético

I.:Intermedio

I.A.:Insuficiencia Aortica

I.C.C.:Insuficiencia Cardiaca Congestiva

Inf.:Infarto

Mioc.:Miocardiopatia

P.:Paradójico

P.A.:Prótesis Aórtica

Pl.:Plano

DISCUSION Y COMENTARIOS

Los resultados obtenidos han sido sometidos a un doble proceso de estudios desde el punto de vista estadístico y clínico; hechos que quedan reflejados en los cuadros nº 1, 2, 3, 4, 5 y 6.

Sobre la distribución de frecuencia que han sido —previamente establecidas, se ha realizado el test estadístico de análisis de la varianza, con objeto de comprobar la hipóte—sis de la existencia de dependencia entre las distintas varia—bles.

Con este análisis se compara la hipótesis estableci—da con la observación de la realidad y se obtiene la probabili—dad de aparente concordancia entre la observación de la reali—dad y la hipótesis establecida pueda ser debida al azar. Una —probabilidad alta nos llevará a rechazar la hipótesis, mientras que una probabilidad baja nos inclinará a aceptarla como cierta, aún cuando ello no demuestra que necesariamente lo sea, ya que puede ocurrir que existan fenómenos extraños que incidan en el análisis. La conclusión es que la hipótesis que se establezca —

venga apoyada por una base científica, de tal forma que la estadística solo tenga que confirmar algo que se sospecha.

En este análisis influyen de gran manera la toma de datos realizada. Es decir, que supone que los datos que adoptan las variables no están influidos por causas ajenas a la propia relación que se estudia, como podría ocurrir en el caso que nos ocupa, si los casos clínicos estudiados pertenecieran todos — ellos a individuos de un colectivo muy concreto. Para eliminar cualquier relación extraña que pudiera enmascarar los resultados, la toma de datos debe realizarse al azar.

El análisis detenido de los resultados nos permite hacer los siguientes comentarios:

1) El cuadro nº 1 estudia la correlación entre los tipos de derrames y la movilidad del tabique.

34 casos corresponden a derrames tipo I, siendo la movilidad del tabique normal en 23 casos, paradójico en 2, Hiperquinético en 4, plano en 1, hipóquinético en 3, intermedio en 1, y aquinético en 1., siendo la media de 3.57.

Del tipo III encontramos 25 casos con una movilidad del tabique normal en 19 casos, paradójico en 1, hiperquinético en 3, ninguno fué plano, hipoquinético en 2, y no hubo casos — con movimientos intermedios o aquinéticos. En este tipo la media fué de 3.57.

Los derrames tipo II comprenden 36 casos, siendo la movilidad del tabique normal en 22, paradójico en 6, hiperquinético en 2, plano en 1, hipoquinético en 3, intermedio en 1, y - equinético en 1, siendo la media 3.57.

El cálculo de probabilidades tras aplicar el test - de la varianza nos da una posibilidad de aproximación del 11 % que estadísticamente no es significativa, debido a la alta incidencia de que sea debido al azar, o mucho mas probable a la asociación de otras patologías concomitantes con la pericarditis.

Ello nos lleva a pensar que la movilidad del tabi— que no se suele afectar por el derrame pericárdico sea cual fue re su cuantía, como demostró GONZALEZ DE LA VERA en 1.977, — pues en los casos en los que el movimiento era paradójico o hiperquinético, había asociado además valvulopatías tricuspídea - que sobrevargaba volumetricamente el ventrículo derecho, pero - en la mayoría de los casos el movimiento era vigoroso, lo cual nos lleva a corroborar lo que ya dijimos en 1.977, aplicando en este estudio una casuística mucho mayor, coincidiendo y siguiendo la metodología de KERBER (1.975), FELNER (L.975) y FEIGEM— BAUM (1.973).

2) El cuadro nº 2 estudia la relación posible entre el tipo de derrame y la fracción de eyección, dividiendo nuestra casuística en dos grupos: según tengan la fracción de eyección menor

del 70 % o igual/mayor del 70 %.

En los derrames tipo I, en los que dicho parámetro fué calculado, son 19, de los cuales en 9 casos la fracción de eyección fué menor del 70 % y en 10 igual o mayor, con una media del 9.5.

En 15 derrames del tipo II, 9 son menores del 70 % y 6 iguales o mayores, con una media de 7.5.

En 14 derrames del tipo III, 10 son menores del 70% y 4 mayores o iguales, con una media del 7.

Aplicando el test de la varianza en este estudio — nos muestra una significación del 20 %, por lo cual no podemos obtener una relación directa entre el tipo del derrame y la — fracción de eyección.

Esta experiencia nuestra corrobora los estudios que en 1.973 realizó FEIGEMBAUM y en 1.975 FELNER y ADRIANGE.

3) El cuadro número 3 estudia la velocidad de acortamiento circunferencial, según sea igual o menor de 1.5 ó mayor de 1.5 circf/seg. en relación con el tipo de derrame.

De los 25 derrames tipo I, 18 muestran valores iguales o inferiores a 1.5 y solo 7 superaban esta cifra, media de 12.5.

De los 20 derrames tipo II, 15 fueron iguales o in-

feriores a 1.5 y 5 estuvieron por encima de este valor, con media de 10.

De los casos del tipo III solo 6 superaron la cifra de 1.5, con una media de 5.

Volviendo a aplicar el test de la varianza a todos ellos sacamos como conclusión que el porcentaje de probabilidad de deberse al azar supera el 20 % y que no nos indica que exista relación directa entre la velocidad de acortamiento circunferencial y la cuantía del derrame.

4) El cuadro número 4 estudia la relación del tipo de derrame con la velocidad media de contracción en el cual hemos considerado dos tipos de pacientes, según tengan valores por debajo de 4 cm/seg. o igual/mayor de esa cifra.

26 derrames del tipo I presentan los casos de valor inferior a 4.5 cm/seg. En los del tipo II, que fueron 27, 11 presentaron valor inferior a 4.5; y de los 12 del tipo III, 4 tuvieron valores inferiores a dichas cifras, con medias estadísticas de 13, 13.5 y 6 respectivamente.

Tambien en este estudio la probabilidad fué superior al 20 % por lo que consideramos la escasa significación estadística de la muestra. Opinión compartida, como la del caso 3) por ELLIS y KLEIN.

5) El caso número 5 trata de relacionar la pendiente EF con cada tipo de derrame. Encontramos 23 derrames del tipo I de los cuales 8 tienen valor entre 0 y 8 mm/seg.; 5 entre 41 y 80 mm/seg., 5 entre 81 y 120 mm/seg.; y 1 entre 161 y 200 mm/seg. con una media de 4.6.

De los 22 derrames del tipo II, encontramos 6 entre 0 y 40; 9 entre 41 y 80; 4 entre 81 y 120; y 1 entre 121 y 160, con media de 4.4.

En 17 derrames del tipo III, 4 entre 0 y 40; 8 entre 41 y 80; 4 entre 81 y 120; y 1 entre 121 y 160, con media de 3.4.

La media total de este muestreo es 4.13, siendo la probabilidad, de nuevo del 20 %, que no nos permite considerarla significativa estadísticamente.

6) El cuadro 6 trata de establecer la correlación entre el índice de la onda A y los tipos de derrames. De los 19 del tipo I, 3 presentan valores entre el 41 y 60 % respectivamente; 12 entre 61 y 80 %; y 4 entre 81 y 100. En los de tipo II, 2 entre 21 y 40 %; 1 entre 41 y 60 %; 9 entre 61 y 80 %; y 3 entre 81 y 100 %. En los casos de tipo III, que fueron 9, 1 entre 41 y 60% 5 entre 61 y 80 %; y 3 entre 81 y 100 %.

La probabilidad mayor al 20 por ciento tampoco fué valorable desde el punto de vista estadístico.

Es muy posible que la asociación de otras patologías concomitantes con pericarditis hayan influido en las distintas correlaciones, al estudiarse un grupo heterogeneo de pacientes, cuyo único dato cierto en común es la presencia de derrame pericárdico, pero que es evidente que la presencia de dicho derrame no es suficiente, salvo en los casos extremos, de taponamiento cardíaco, para influir directamente en la función ventricular.

Nuevas muestras de pacientes, previamente seleccionados y homogeneizados pudieran acercar, quizás, las medias, pero no creemos que tengan una dependencia directa entre los valores funcionales y la cuantía de los derrames.

En resumen podemos simplificar lo anteriormente expuesto así.

	<u>Probabilidad de deberse al azar.</u>
1) Movimiento del tabique.....	8 %
2) Fracción de Eyección	más del 20 %
3) Velocidad de acort. cirf.....	más del 20 %
4) Velocidad media de contracción	más del 20 %
5) Pendiente EF	20 %
6) Índice onda A	más del 20 %

Estos resultados nos llevan a rechazar la hipótesis de la existencia de correlación de cada una de estas variables con el tipo de derrame, no porque podamos demostrar que no es cierta, sino porque la probabilidad de que la coincidencia con la realidad sea debida al azar es muy alta. Ello es debido, sin duda, como indicábamos antes, de la asociación con el derrame de otras patologías concomitantes.

En los análisis científicos, se suelen adoptar probabilidades de 0.01 % e inferiores, que estamos muy lejos de al canzar en nuestro estudio.

Cuadro nº 1

Tipo de derrame/Movimiento del tabique.

	<u>N</u>	<u>P</u>	<u>H</u>	<u>Pl</u>	<u>h</u>	<u>I</u>	<u>Aq</u>	<u>X</u>	<u>TOTAL</u>
I	23	2	4	1	4	0	0	4.86	34
II	22	6	2	1	3	1	1	5.14	36
III	19	1	3	0	2	0	0	3.57	<u>25</u>
									95

Nivel de significación 8%

Cuadro nº 2.

Tipo de derrame/Fracción de Eyección (%)

	<u>< 70</u>	<u>≥ 70</u>	<u>TOTAL</u>	<u>MEDIA</u>
I	9	10	19	9.5
II	9	6	15	7.5
III	$\frac{10}{28}$	$\frac{4}{20}$	$\frac{14}{48}$	7.0

Nivel de significación > del 20 %

Cuadro nº 3.

Tipo de derrame/Velocidad de acortamiento circunferencial.
(circf./seg.)

	<u>≤ 1.5</u>	<u>> 1.5</u>	<u>TOTAL</u>	<u>MEDIA</u>
I	18	7	25	12.5
II	15	5	20	10.0
III	<u>4</u>	<u>6</u>	<u>10</u>	<u>5.0</u>
	37	18	55	

Nivel de significación > 20 %

Cuadro nº 5.

Tipo de derrame/Pendiente EF (mm./seg.)

	<u>0-40</u>	<u>41-80</u>	<u>81-120</u>	<u>121-160</u>	<u>161-200</u>	<u>TOTAL</u>	<u>MEDIA</u>
I	8	5	5	4	1	23	4.6
II	6	9	4	3	0	22	4.4
III	<u>4</u>	<u>8</u>	<u>4</u>	<u>1</u>	<u>0</u>	<u>17</u>	<u>3.4</u>
	18	22	13	8	1	62	4.13

Significación del 20 %

Cuadro nº 4.

Tipo de derrame/Velocidad media de contracción (cm./seg.)

	<u>4.5</u>	<u>4.5</u>	<u>TOTAL</u>	<u>MEDIA</u>
I	10	16	26	13
II	11	16	27	13.5
III	<u>4</u> 25	<u>8</u> 40	<u>12</u> 65	<u>6.0</u>

Significación > 20 %

Cuadro nº 6

Tipo de derrame/Indice onda A (%)

	<u>0-20</u>	<u>21-40</u>	<u>41-60</u>	<u>61-80</u>	<u>81-100</u>	<u>TOTAL</u>
I	0	0	3	12	4	19
II	0	2	1	9	3	15
III	<u>0</u>	<u>0</u>	<u>1</u>	<u>5</u>	<u>3</u>	<u>9</u>
	0	2	5	26	10	43

Significación > 20 %

CONCLUSIONES

Después del anterior estudio realizado llegamos a las siguientes conclusiones:

1) Que la ecocardiografía por ser método incruento, fácilmente repetible y muy fiable, es el método ideal para el diagnóstico de la patología del pericardio.

2) Que con esta técnica se realiza no solamente el diagnóstico cualitativo sino también una aproximación cuantitativa del Derrame pericárdico.

3) Que mediante la ecocardiografía se pueden estudiar con gran exactitud las cavidades y válvulas del corazón así como la función ventricular.

4) La relación entre la cuantía del derrame y los movimientos del tabique presenta una probabilidad semejante al 8 % de que no se influyeran mutuamente.

5) Que la cuantía del derrame no presenta relación directa con la Fracción de Eyección.

6) La Velocidad de Acortamiento circunferencial del Ventrículo izquierdo tampoco muestra relación directa con la cuantía del derrame.

7) Que la velocidad media de contracción no se influye por el tipo del derrame.

8) Tampoco existe relación directa entre el tipo de derrame y el índice de la onda A o la pendiente EF.

9) Como resumen anterior, consideramos que la patología del pericardio, salvo compresión importante, no se influye directamente sobre el funcionamiento de las estructuras cardíacas subyacentes.

BIBLIOGRAFIA
=====

- 1.- ABBASI, A.S.: Echocardiographic M-scan Technique in the —
diagnosis of pericardial effusion.
J. Clin. Ultrasound. 1.300. 1.976

- 2.- ABBASI, A.S.: La ecocardiografía en el diagnóstico diferenen
cial de la cardiomegalia.
Am. J. Med. (ed. esp.). Vol. 3. Nº 5. 1.976.

- 3.- ALGARRA GARCIA, J. y cols.: Valoración cuantitativa del dede
rrame pericárdico.
Rev. Clin. Esp. Tomo 138. Nº 6. 1.975.

- 4.- ALMAGRO, V.: Los ultrasonidos.
Ed. Paraninfo. Madrid 1.967.

- 5.- ANDRIANGE, M.: L'echocardiographie.
Rev. Med. Liege. 29. 193. 1.974.

- 6.- BABER, F.E.: Ultrasonic duplex eco Doppler scanner.
IEEE Trans. Biomed Eng. 21:109. 1.974.

- 7.- BLITZ, J.: Fundamentos de los ultrasonidos.
Ed. Alahambra. Madrid 1.969.
- 8.- CASARELLA, W.J. et al.: Pitfalls in the ultrasound diagnosis of pericardial effusion.
Radiology. 110:760 1.970.
- 9.- COLLINS, J.D.: Importance of comparative upright and supine scanning in the detection of pericardial effusion.
Radiological Society of North Am. Chicago Illinois. Nov. 1.972
- 10.- EDLER, I. et al.: Diagnosis use of ultrasound in heart disease.
Acta Med. Scand. Supply. 308: 32. 1.955.
- 11.- ELLIS, K. et al.: Pericarditis and Pericardial Efussion. -
Radiologic and ecocardiographic Diagnosis.
Radiol. Clin. North Am. 11: 393-413. Aug, 1.973.
- 12.- FEIGEMBAUM, H.: Echocardiographic Diagnosis of Pericardial Effusion.
Cardiology. 475. Vol. 26. Nov. 1.970.

- 13.- FEIGEMBAUM, H.: Newer Aspects of Echocardiographic.
Circulation. Vol. XLVII. Nº a. Apr. 1.973.
- 14.- FEIGEMBAUM, H.: Echocardiographic.
Lea and Febiger. Filadelfia 1.972.
- 15.- FEIGEMBAUM, H. et al.: Ultrasounds Diagnosis in Pericar—
dial Effusion.
JAMA. 191:711-714. 1.975.
- 16.- FEIGEMBAUM, H.: Echocardiography. Lea and Febiger.
Philadelphia 1.972.
- 17.- FELNER, J.M. et al.: Endocardiographic Identification of a
a Pericardial Cyst.
Chest 68, 386. Octubre 1.975.
- 18.- FORTUIN, N.J.: Fundamentos y utilidad de la ecocardiogra—
fia.
Consulta. 5, 24 Octubre 1.976
- 19.- GONZALEZ DE LA VERA, J.: La ecocardiografía en el Diagnós—
tico actual del derrame pericárdico.
Tesina de Licenciatura. Univ. Sevilla. 1.977.

20.- GORDON, D.: Echoencephalography ultrasonic rays in diagnostic radiology.

Br. Med. J. 1 - 1.500-4. 1.959.

21.- GRAMIAK, R. et al.: Echocardiographic acquired cardiac an Pericardial Disease.

Semin. Roentgenol. 10, 291. 1.975.

22.- GRAMIAK, R.: Cardial Ultrasonography.

Radiol Clin. North Am. 9. 496. 1.971.

23.- HAGLER, D.J.: Echographic interpretation of pericardial — effusion.

J. Pediatrics. 86:645. 1.975.

24.- HERZOG, D.B. et al.: Ventana pericárdica complicada con insuficiencia cardiaca congestiva aguda en un paciente con derrame pericárdico crónico.

Pediatrics. (Ed. Esp.) Vol. 1. Nº 6. 1.976.

25.- HOROWITZ, M.S. et al.: Sensivity and Specificity of Echo—cardiographic Diagnosis of Pericardial Effusion.

Circulation. Vol. 50. 239-247. Aug. 1.974.

- 26.- HABIDZADEM, M.A.: Ecocardiography in the diagnosis of pericardial disorders.
Ariz. Med. 32 (4) 237-9. Apr. 1.975.
- 27.- KERBER, R.E. et al.: Echocardiographic evaluation of pericardial effusion in myxedema.
Circulation 52 (5) 823-7. Nov. 1.975.
- 28.- KLEIN, J.J. et al.: Evaluation of introduced pericardial effusion by reflected ultrasound.
Am. J. Cardiol. 22:49. 1.968.
- 29.- KLEIN, J.J. et al.: Pericardial effusion diagnosed by reflected ultrasound.
Am. J. Cardiol. 22. 57. 1.968.
- 30.- KRAINES, R.L.: The echocardiogram.
N. Eng. Med. 274:1.035. 1.966.
- 31.- KRAYENBUHL, H.P. et al.: Diagnostik und Differential diagnose des Perikardergusses.
Schweiz Med. Wschr. 393. 20 Marz. 1.976.

- 32.- KRUEGER, S.K. et al.: Swinging heart syndrome with predomi-
nant anterior pericardial effusion.
J. Clin. Ultrasound. 113.4 Apr. 1.976.
- 33.- KRUEGER, S.K. et al.: Echocardiographic detection of peri-
cardial effusion.
Nebr. Med. J. 60 (6) 203-4 Jun. 1.975.
- 34.- LANDRY, M. et al.: Echocardiographic diagnosis of pericar-
dial effusion.
Scheiz Med. Wchr. 103. 1841-4. 22 Dec. 1.973.
- 35.- LEMIRE, F. et al.: Further echocardiographic observations
in Pericardial Effusion.
Br. Med. J. 1 (6002) : 155, Jan. 1.976.
- 36.- LEWIS SASSE, M.D.: Interpreting the Echocardiogram in TAPVC.
Circulation. 1041. Vol. 53. N^o 6. Jun. 1.976.
- 37.- LYLLY, P.P.: Detection of myocardial infarction by ultrasound
25 th ACEMB, Bal Harbour. Florida. Oct. 1.972.
- 38.- Mc Arthur, C.G. et al.: Diagnosis of pericardial effusion
by echocardiography.
Br. Med. J. 1 (6002). 155. 17. Jun. 1.976.

- 39.- MOHAMMAD, N. et al.: Echocardiography in congenital an Acquired Absence of the Pericardium.
Circulation 86. Vol. 53. Nº 1. Jun. 1.976.
- 40.- MORENO ALBA, R.: Valoración mediante ultrasonidos de la —
Función Ventricular Izquierda en el Infarto de Miocardio.
Tesis Doctoral. Sevilla. 1.974.
- 41.- MORENO ALBA, R.: Ecocardiografía en las pericarditis. Comu-
nicación libre.
Reunión Cardiólogos del Sur. Granada 1.974.
- 42.- NETTER, H.F.: Colección Giba de Ilustraciones médicas.
Tomo V. Corazón. Salvat 1.976.
- 43.- PERDERSEN, J.F.: Demonstration of Pericardial Effusion with
ultrasound.
Ugesk Laeger. 136 : 6-9. 31 Dec. 1.973.
- 44.- PERNORD, J.: Indication of ultrasonic echography in cardio-
logy.
J. Radiol. Electrol. Med. Nucl. 59. 189. 90. Feb. 1.973.

- 45.- RATSHIN, R.A. et al.: Possible false positive diagnosis of pericardial effusion by echocardiography in presence of large left atrium.
Chest. 65 112. 1.974.
- 46.- PRASKASH, R. et al.: Prevalence of Pericardial Effusion - and mitral-valve involvement in patients with rheuma-
toid arthritis.
- 47.- RICHARDSON, E.G.: Ultrasonic Physics.
Elsevier Publishing Company. Amsterdam. 1.952.
- 48.- ROY PIERRE, M.D. et al.: Spectrum of Echocardiographic - Findings in Bacterial Endocarditis.
Circulation 274. Vol. 53. N^o 3. March 1.976.
- 49.- SAKAI, S. et al.: Echocardiography of pericardial effusion in 3 cases.
Jpn. Circ. J. 39 (4). 507 Apr. 1.975.
- 50.- SCHIEFER, W.: Clinical echoencephalography.
Ed. Cie Med. 1.972.

- 51.- SOLINGER, R. et al.: Ecocardiografía. Su papel en el lactante gravemente enfermo.
Pediatrics. (ed. esp.) 115-357. Vol. 1. Nº 4. 1.976.
- 52.- SMITH, W.K. Jr. et al.: Cardiografía de los ultrasonidos en clínica.
Cli. Med. North Am. (ed. esp.) 953. Jul. 1.973.
- 53.- STEMBERG, I. : Roentgenography of pericardial Disease.
Amer. J. Cardiol. 7-33. 1.961.
- 54.- VIGNOLA, P.A. et al.: Correlation of echocardiographic — and clinical Findings in Patients with Pericardial effusion.
The Am. J. Card. 701. Vol. 37 Apr. 1.976.
- 55.- WELLS, P.N.T.: Ultrasonic in Clinical Diagnosis.
Churchill Livingstone. London 1.972.
- 56.- WEYMAN, A.E. et al.: Ecocardiografía. Situación actual y perspectivas.
Am. J. Med. (ed. esp.) 26. Vol. 3 Nº 3. 1.976

57.- (EDITORIAL) Echocardiography of heart and pericardial effu
sion.

N. Eng. J. Med. 289:119-9-200. Nov. 1.973.
