

Ultrasonidos en Medicina

RIVERO BASES FISICAS DE LOS ULTRASONIDOS

FIGUEREDO PROLAPSO DE LA VALVULA MITRAL

BRIK ENDOCARDITIS INFECCIOSA

BRITTO RETINOBLATOMA

RIVAS ECOANATOMIA PELVIANA

RIVAS PRESENTACION DE LAS IMAGENES ULTRASONICAS

RIVAS COMO OBTENER BUENAS DIAPOSITIVAS

EDITORES

ASDRUBAL RIVAS-SANTIAGO, DM, PhD.
EDITOR-JEFE

FREDDY GUEVARA-ZULOAGA, DM
EDITOR EJECUTIVO

ANIBAL MONTESINOS-SERRANO, DM
EDITOR ASISTENTE

DAVID RUBINSZTAIN-GOLDWASSER,
EDITOR ASISTENTE

ANTONIO QUINTERO-REGALADO, DM
EDITOR ADMINISTRATIVO

COMITE CIENTIFICO

Harry Acquatella (Venezuela)

Fernando Bonilla (España)

Henry Brik (Venezuela)

Yammina Britto (Venezuela)

Alcira Centeno (Venezuela)

Henry Curiel (Venezuela)

Efraín Inaudy (Venezuela)

George Leopold (USA)

Salvador Malavé, h. (Venezuela)

Isabel Martínez (Venezuela)

Diego Núñez, h. (Venezuela)

Ronald Ortega (Venezuela)

Luis Soto (Venezuela)

Elvia Vásquez (Venezuela)

José Velásquez (Venezuela)

Mario Zilianti (Venezuela)

CONTENIDO

- A 5 Información para los Autores
- A 7 Editorial
- TRABAJOS ORIGINALES**
- 1 **Bases Físicas de los Ultrasonidos en Medicina. Parte I: Características Generales.** A. Rivero, Ing. Diagnostikon CA, Caracas, Venezuela
- 10 **Estudio Ecográfico de la frecuencia y características del prolapso de la válvula mitral.** G. Figueredo-Cárdenas, Tec., L. Lovera, Tec. y H. Acquatella, DM. Cátedra de Clínica Médica A (UCV), Hospital Universitario de Caracas, Venezuela
- 27 **Endocarditis Infecciosa: Ecocardiografía y Tratamiento.** H. Brik, Servicio de Cardiología, Hospital Universitario de Caracas, Venezuela
- 39 **Evaluación Ultrasonográfica del retinoblastoma.** Y. Britto, Cátedra Oftalmológica, HUC, Caracas, Venezuela.
- REPORTE DE CASOS**
- 43 **Caso N° 1. ¿Patología abdominal fetal?** A. Rivas, F. Guevara y R. Suárez. Unidad de Perinatología. HUC, Caracas, Venezuela
- 45 **Caso N° 2. ¿Doble gestación?** R. Suárez y A. Rivas. Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 47 **Caso N° 3. Retroperitoneo.** A. Rivas. Unidad de Perinatología. HUC, Caracas, Venezuela
- 49 **Caso N° 4. Neuroecografía en lactante con hiperlipemia.** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 51 **Caso N° 5. Exclusión radiológica renal.** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 53 **Caso N° 6. Tumoración ginecológica baja.** A. Rivas, Sección de Ultrasonidos, Servicio de Ginecología, Hospital Vargas, Caracas, Venezuela
- 55 **Caso N° 7. ¿Recidiva de Cáncer de cuello?** A. Quintero y A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 57 **Caso N° 8. Cerclaje.** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 59 **Caso N° 9. Ecoencefalografía fetal.** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 61 **Caso N° 10. ¿Embarazo ectópico?** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 63 **Caso N° 11. Biometría cefálica.** A. Rivas, Unidad de Perinatología, HUC, Caracas, Venezuela
- 65 **Caso N° 12. Tumoración pélvica.** F. Guevara, R. Suárez y R. Pasarello, Unidad de Perinatología, Caracas, Venezuela

TRABAJOS ORIGINALES

BASES FISICAS DE LOS ULTRASONIDOS EN
MEDICINA**ALBERTO RIVERO.**

Ing. del Dpto. de Servicio Técnico DIAGNOSTIKON, C.A. Caracas - Venezuela.

RESUMEN:

Se trata de ir enumerando, en orden creciente de complejidad, las características físicas de los ultrasonidos, a fin de comprender mejor su interacción con los tejidos. Se analizan su naturaleza, generación, propagación, velocidad y tipo de ondas. Se dan conceptos sobre resolución, frecuencia, intensidad, efecto piezoeléctrico, transmisión, impedancia y algunos efectos físicos y biológicos de los ultrasonidos.

Palabras claves = Física, ultrasonido, efecto piezoeléctrico, impedancia, resolución, intensidad.

SUMMARY:

Physical fundamentals in medical ultrasound. PART 1: GENERAL PRINCIPLES. The physical ultrasound Characteristics and ultrasound interrelations with tissues are analyzed. Nature, generation, propagation, velocity and waves are described. Basic concepts on resolution, frequency, intensity, piezoelectric effect, transmission, impedance, and some physical and biological ultrasound effects are discussed.

Key words = Physics, ultrasound, piezoelectric effect, impedance, resolution, intensity.

PARTE 1. CONSIDERACIONES GENERALES**INTRODUCCION**

El presente es el primero de una serie de artículos que se presentarán en esta revista con la finalidad de cubrir un tema algunas veces descuidado, y tan importante como es el estudio y comprensión del aspecto físico del ultrasonido.

En cada número se tratará un tema específico, el cual será desarrollado con la mayor

amplitud posible y tratando de adaptarse a un nivel adecuado para un mejor entendimiento del lector.

El programa tentativo para esta serie de publicaciones es el siguiente:

PARTE 1. Consideraciones generales

PARTE 2. Transductores

PARTE 3. Instrumentación

PARTE 4. Aplicaciones del efecto Doppler

PARTE 5. Efectos del ultrasonido

Los temas a desarrollar en cada parte no serán totalmente independientes entre sí, ya que la idea es hacer un estudio que permita ir adquiriendo conocimiento en forma gradual y sucesivamente a medida que nos introducimos más en el campo técnico.

Diagnostikon, C.A.
Centro Plaza, Torre A, Piso 15
Ofic. A y B, Caracas, Venezuela
Recibido para publicación: 07-02-83

1.1. NATURALEZA DEL ULTRASONIDO

Sonido es un tipo de energía mecánica que es transmitida a través de un medio diferente al vacío. El ultrasonido es una de sus formas. El sonido es perceptible por el oído humano si la frecuencia de vibración se encuentra comprendida dentro de un rango de 16 a 20.000 Herz (Hz) (ciclos por segundo). Los sonidos que tienen una frecuencia mayor de 20.000 Hz. son llamados ultrasonidos y los que tienen una frecuencia menor de 16 Hz, son llamados infrasonidos. Esta clasificación, aunque conveniente, es un tanto arbitraria desde el punto de vista biológico, ya que muchos animales, tales como murciélagos, perros y delfines pueden escuchar sonidos de frecuencia considerablemente mayores a 16.000 Hz.

1.2. GENERACION Y PROPAGACION DE UNA ONDA DE SONIDO

El sonido se propaga en forma de vibraciones mecánicas de partículas pertenecientes al medio en el cual está viajando. En contraposición con las ondas electromagnéticas, tales como la luz, los rayos X y transmisiones de onda corta, el sonido no puede viajar a través del vacío, como veremos más adelante. Con la finalidad de hacer más comprensivo la explicación de la propagación del sonido, supongamos tener un medio que consiste en un arreglo de partículas o moléculas en donde cada una de éstas se encuentra conectada con sus vecinas por medio de bandas elásticas (Fig. 1).

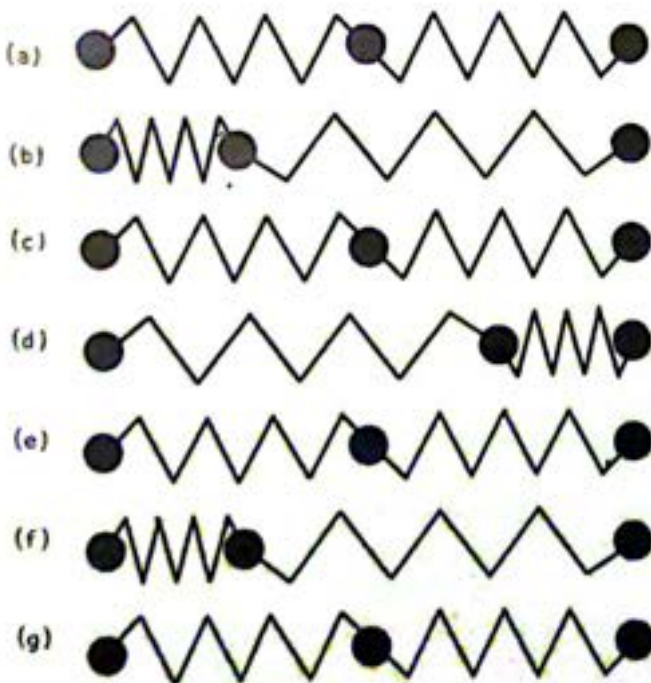


Fig. 1. Movimiento de una partícula ligada a otras dos.

Si exteriormente aplicamos un impulso a una de las partículas, de modo de producirle un

desplazamiento hacia la izquierda de su posición original, la banda elástica unida con su vecina de la derecha se estirará. En ese instante soltamos la partícula, la cual por efecto de la banda estirada, tratará de regresar a su posición de equilibrio original, pero esto no se logra inmediatamente debido a la fuerza inercial, la cual trata de continuar con el movimiento hasta detenerse como consecuencia de la tensión que genera el estiramiento de la banda de la izquierda. Fig. 1 (posición d). Esta misma tensión hará que la partícula central trate de desplazarse nuevamente hasta la posición original. Fig. 1 (posición e); pero como en el caso anterior, y a consecuencia de la inercia que trae en su movimiento, continuará su trayectoria hasta detenerse por efecto del estiramiento de la banda de la derecha. Fig. 1 (posición f). El movimiento que se describió anteriormente, continuaría en forma indefinida desplazando la partícula de izquierda a derecha y viceversa, si no fuera por el fenómeno de razonamiento que trae aparejado una transferencia de energía de la partícula al medio, produciendo una disminución progresiva de la amplitud del movimiento, hasta detenerse definitivamente en la posición original, luego de un tiempo que depende del medio que rodea la partícula.

Lo anterior supone que las partículas ubicadas en los extremos se mantienen fijas, mientras que la única que se mueve es la del centro. En realidad esto no sucede así, sino que el movimiento de una partícula afecta la posición de sus vecinas. A fin de aproximarnos más a la realidad, vamos a considerar el caso en que tenemos una serie de partículas unidas entre sí por bandas elásticas (como en el primer ejemplo), donde todas son libres, a excepción de las ubicadas en los extremos (Fig. 2).

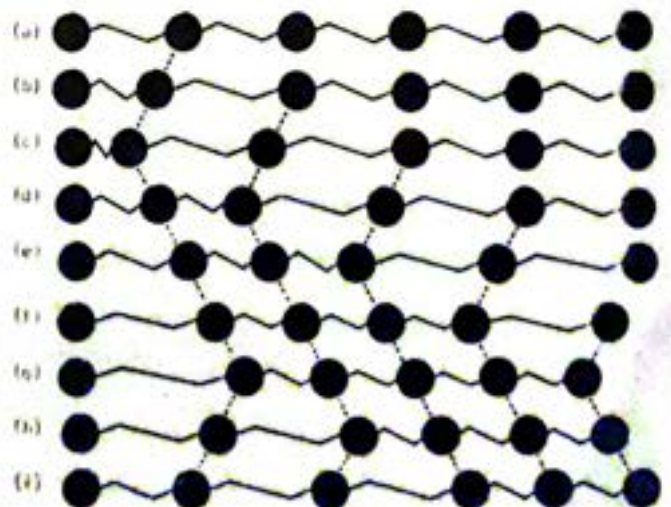


Fig. 2. Gráfica de varias partículas en movimiento, para distintos tiempos.

Como en el primer caso, aplicamos una fuerza impulsiva a una de las partículas, la cual tratará de desplazarse hacia la izquierda y, cuando llega a su posición límite, vemos que las partículas vecinas han tratado de moverse en la misma dirección. Allí comienza el movimiento inverso el cual produce una serie de transferencias de energía cinética, lo cual trae aparejado una propagación del efecto de izquierda a derecha, como puede verse en la figura 2. Si por medio de una línea unimos en forma consecutiva las distintas posiciones de la partícula (1), y la comparamos con la curva que obtendríamos al unir las posiciones de la partícula (2) podremos observar que las curvas son semejantes, pero se producen en diferentes fracciones de tiempo. La conclusión de lo anterior es que existe una transmisión de un fenómeno desde la izquierda hacia la derecha a una velocidad finita. Esta última es la causante del retardo o demora en comunicar el efecto de una partícula a otra.

Lo anterior resume el fenómeno de generación y propagación de una onda a través de un medio. Es de hacer notar que la amplitud del desplazamiento de una partícula que se encuentra en una posición determinada es función de una serie de parámetros tales como:

- Amplitud del impulso inicial que originó la onda.
- Tipo de banda elástica que une las partículas entre sí.
- Distancia de la partícula respecto al lugar donde se aplicó el impulso.
- Tiempo transcurrido desde el instante en que comienza el movimiento de la primera partícula.

1.3 TIPOS DE ONDAS

En la explicación que precede consideramos que las partículas están vibrando en la dirección de propagación de la onda. Cuando esto sucede, el tipo de movimiento a que está sometido el medio se llama onda longitudinal.

Ondas transversales son aquellas donde el movimiento de la partícula es perpendicular a la dirección de propagación.

Aunque todos los materiales pueden ser medios de propagación de ondas longitudinales, únicamente los sólidos pueden propagar ondas transversales. Un ejemplo de onda transversal puede ser el movimiento de una cuerda que tiene uno de sus extremos fijos, mientras que en el otro le aplicamos un movimiento vertical impulsivo (Fig. 3).

Aquí podemos ver que la onda viaja en la dirección de la cuerda mientras que las partículas que forman ésta se desplazan perpendicu-



Fig. 3. Movimiento de una cuerda que tiene uno de sus extremos fijo y el otro recibe un impulso.

larmente a la dirección antes mencionada. En la Fig. 3 vemos el estado en que se encuentra la cuerda un tiempo después de haber aplicado el impulso original. También está graficado por medio de un vector, la dirección y sentido del movimiento de una de las partículas para el instante de tiempo en el cual se hizo la gráfica.

Debido a que las partículas del medio no están vibrando en perfecto sincronismo, las distancias entre partículas vecinas no son constantes para cualquier instante de tiempo que analicemos. Así, podremos observar que existen regiones donde las separaciones son muy pequeñas y otras donde éstas son muy grandes.

La presión local en el medio es directamente proporcional a la concentración de partículas, de este modo será muy alta en los lugares donde las distancias son muy grandes (Fig. 4).

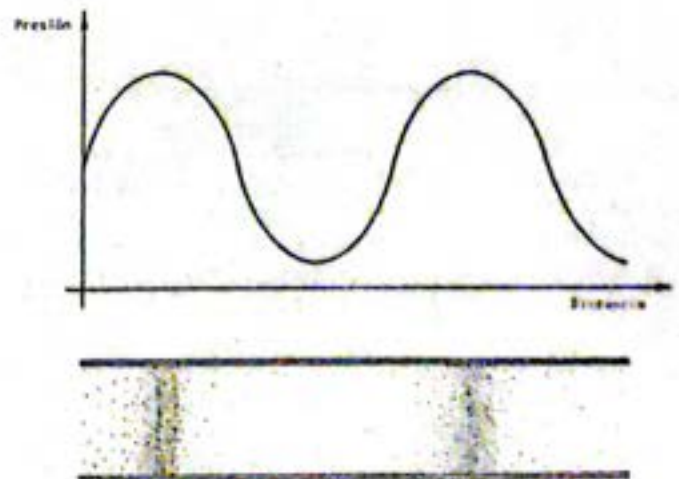


Fig. 4. Vista instantánea de la ubicación de las partículas y gráfica de presión-distancia.

La parte superior de la figura muestra la gráfica de las variaciones de presión en función de la distancia, asociadas a la propagación de una onda de sonido. En la parte inferior vemos la ubicación de cada una de las partículas que componen el medio para el instante de tiempo

en que realizamos la gráfica superior. Es de notar que la onda de presión asociada al medio varía en forma sinusoidal y sus picos corresponden a las regiones de mayor concentración de partículas llamadas condensaciones, mientras que los valles o zonas de depresión de la curva, vinculadas con las áreas de baja concentración de partículas son llamadas rarefacciones.

Pero el estudio realizado anteriormente consistió en observar el medio en una fracción de tiempo determinado. Si ahora hacemos lo mismo para una serie de tiempos diferentes, pero consecutivos, separados por el mismo incremento, obtendremos la figura 5.

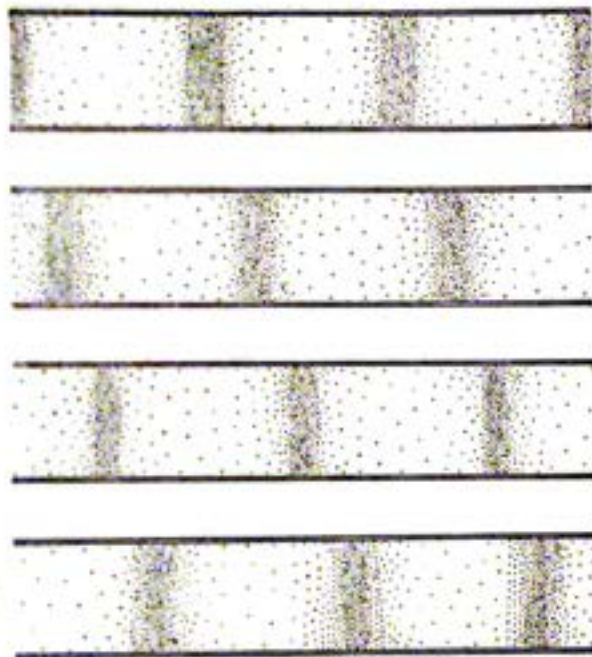


Fig. 5. Imagen de la ubicación de las partículas para cuatro instantes de tiempo diferentes y consecutivos.

Como vemos en esta figura, la ubicación de las zonas de condensaciones y rarefacciones no se mantienen en un solo lugar, sino que se desplazan en el mismo sentido, de modo que donde teníamos una alta concentración de partículas, luego de un cierto tiempo pasará a ser una zona de baja concentración con distancias interpartículas grandes. También se puede notar que este fenómeno se produce de modo que las distancias entre condensaciones y rarefacciones se mantienen constantes a lo largo de toda la trayectoria de la onda.

1.4 VELOCIDAD DEL SONIDO

La velocidad con que se propaga una onda de sonido depende de dos propiedades del medio en el cual viaja. Una de ellas es la elasticidad y la otra es la densidad del mismo.

La relación exacta se puede expresar por medio de la ecuación 1 (E 1):

$$V = \frac{E}{P} \quad (E-1)$$

donde V es la velocidad de la onda, E es la elasticidad y P es la densidad del medio. Definimos densidad como la masa por unidad de volumen y se la puede expresar en unidades de gr/cc, Kgr/m³ o Kgr/cm³.

Elasticidad es la medida de rigidez de las conexiones entre las partículas del material. Contrariamente a lo que se puede pensar desde el punto de vista físico, mientras más rígidas sean las bandas elásticas que unen las partículas, mayor será la elasticidad. El valor del coeficiente de elasticidad depende de una serie de factores tales como:

- Tipo de onda que se está propagando (longitudinal o transversal).
- Medio en el cual se desarrolla el fenómeno (líquido, sólido o gaseoso).
- Amplitud del esfuerzo que se está efectuando sobre el material.
- Temperatura del medio.

Si consideramos únicamente el caso de ondas longitudinales que viajan en un medio sólido, el parámetro que nos define E es el módulo de Young. Módulo de Young es el incremento de presión que se necesita realizar para producir una deformación unitaria del material.

En el caso de medios líquidos y gaseosos, el valor de E está caracterizado por el módulo adiabático de volumen, el cual se define como el incremento de presión que necesitaríamos para producir un decremento de volumen unitario. El término adiabático se refiere a que durante la alteración de parámetros no existió ninguna transferencia de valor entre el gas o líquido con el medio que lo rodea.

A pesar de que hemos mencionado una serie de variables que producen cambios en el coeficiente de elasticidad, muchas veces es muy difícil encontrar la relación exacta o ecuación que los vincula. Debido a esto, es que se utilizan ecuaciones empíricas.

Estudiando ahora únicamente el fenómeno de ondas dentro del campo de aplicación médica, y especialmente el caso del ultrasonido usado como medio diagnóstico, podremos observar que al ponderar el efecto que producen las variables de presión (amplitud de la onda) y temperatura, sobre el coeficiente de elasticidad, éstas son prácticamente despreciables. En su mayor parte el cuerpo humano se comporta como un medio sólido y, por lo que vimos en la sección 1.3, el tipo de ondas que se de-

sarrollan en el mismo son longitudinales. Lo anterior nos permite en la práctica, independizarnos de las variables de presión, temperatura y tipo de onda (ya que siempre serán longitudinales), obteniendo de esta forma un valor fijo del coeficiente de elasticidad, el cual dependerá únicamente del medio considerado.

Por otra parte, la densidad de un material depende de las características intrínsecas del mismo. Esto, junto a lo mencionado sobre el coeficiente de elasticidad, nos permite aplicar la ecuación que define la velocidad del sonido en un medio determinado, la cual se mantendrá constante dentro del campo de las aplicaciones médicas.

La TABLA 1 nos da el valor de la velocidad del sonido para distintos materiales. Las mediciones fueron efectuadas a la presión atmosférica y a una temperatura ambiente que varía entre 17 y 25 °C.

(TABLA 1)

Velocidad del sonido en distintos medios

MATERIAL	VELOCIDAD (m/seg)
Aluminio	6.400
Cobre	4.700
Niquel	5.600
Acero	6.000
Cuarzo	5.700
Nylon	2.700
Aceite de oliva	1.400
Agua	1.400
Aire	330
Oxígeno	320
Goma	1.600
Grasa	1.540
Cerebro	1.540
Sangre	1.570
Tejido muscular	1.580
Hígado	1.585
Riñones	1.560
Humor vítreo del ojo	1.520
Tejido óseo	4.080

Aquí se observa que la velocidad del sonido en los tejidos blandos, dentro de un cierto rango, puede considerarse muy próxima a la velocidad en el agua. En el tejido óseo, se triplica respecto a los tejidos blandos, lo que significa que en los huesos tendremos cambios considerables de las características de una onda de sonido.

1.5 VELOCIDAD DE LAS PARTICULAS

Una vez definida y estudiada la velocidad del sonido, debemos hacer énfasis en notar la diferencia que tiene ésta con la velocidad de movimiento de una o varias partículas. La propagación del sonido es un efecto que envuelve

el movimiento de todas las partículas del medio, pero esto no implica que las que están en un extremo se van a desplazar hasta el otro, cuando son excitadas por una onda incidente. En la Fig. 6 tenemos un ejemplo en el cual un pistón se desplaza hacia uno y otro sentido, de modo de generar una onda de presión que viajará dentro de un cilindro que contiene un gas determinado.

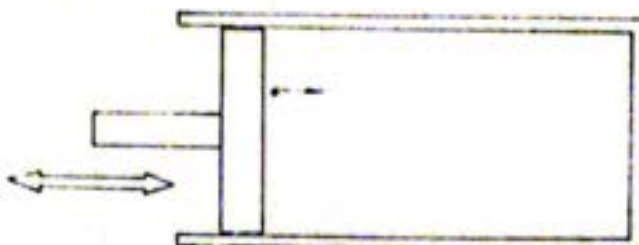


Fig. 6. Movimiento del émbolo dentro de un cilindro que contiene un gas.

Tomemos la partícula *p* que se encuentra próxima al pistón. Una vez que ésta es excitada por la onda incidente, tratará de moverse hacia la derecha, entonces se conseguirá con sus vecinas a las cuales les transferirá parte de su energía cinética por medio de la colisión que existirá entre ellas. A su vez, éstas al recibir el impacto, tratarán de moverse hacia la derecha chocando con otras y transfiriéndoles parte de la energía que tienen. De esta forma, continuará la propagación del efecto desde un extremo hacia el otro.

De la explicación anterior resulta que las velocidades de las partículas serán completamente variables, dado que éstas en un momento se encuentran en reposo, luego se mueven en un sentido, se detienen por efecto del choque y cambian el sentido de movimiento. Si en este estado aparece otro impulso que las haga detenerse y cambiar nuevamente el sentido hasta que choque con otra partícula, tendremos por fin que se desplazará en uno y otro sentido, donde el número de cambios será igual a la cantidad de veces que se desplazó el pistón de la izquierda hacia la derecha.

Lo mismo ocurre en el caso de la Fig. 1 donde al aplicar un impulso a una partícula ligada a otras, comenzará a moverse en uno y otro sentido mientras transmite su energía a sus vecinas a través de las bandas elásticas que las vinculan. Si llamamos origen a la posición antes de aplicar el impulso, en la Fig. 7 vemos que el máximo desplazamiento en ambos sentidos está representado por el vector *D_o*, desde el origen hasta el extremo izquierdo.

Representemos ahora en un sistema de coordenadas los valores del desplazamiento en función del tiempo, para un ciclo de movimiento. En la Fig. 8 el eje positivo muestra los

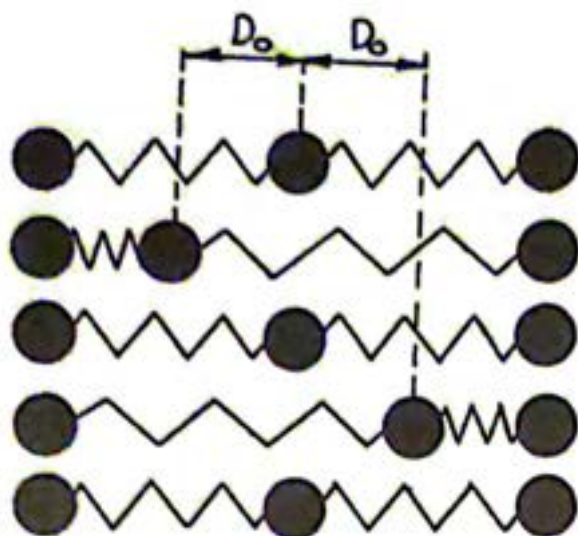


Fig. 7. Representación del Desplazamiento de una partícula.

desplazamientos hacia la izquierda y el negativo hacia la derecha.

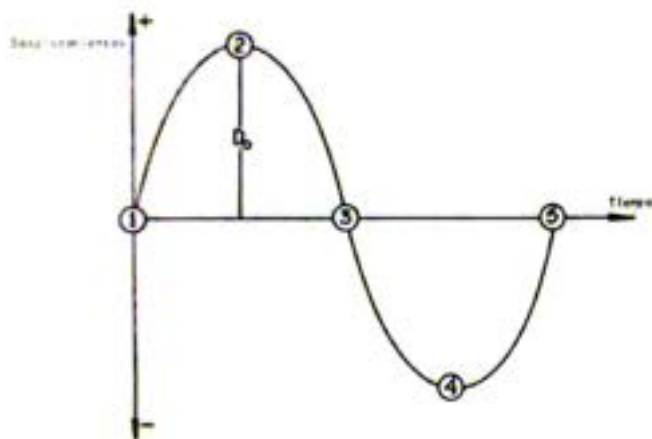


Fig. 8. Representación de los desplazamientos de una partícula en función del tiempo.

La ecuación que nos permite describir este fenómeno es la siguiente:

$$d = D_o \cdot \text{Sen } 2\pi f \cdot \left(t - \frac{x}{v}\right) \quad (\text{E-2})$$

donde D_o es el máximo desplazamiento de la partícula, f es el número de veces que ésta se desplaza en un sentido por segundo, t es el tiempo transcurrido desde que comenzó el movimiento hasta el instante que consideramos, x es la distancia desde la primera partícula de la izquierda hasta la que estamos estudiando y, por último, v es la velocidad de la onda en ese medio. En la práctica los valores que toma d

son de fracciones de milímetros en uno y otro sentido, mientras que una onda puede recorrer varios centímetros o metros hasta desaparecer. La velocidad asociada a estos desplazamientos se puede expresar por la ecuación 3.

$$V_p = V_o \cdot \text{Cos } 2\pi f \cdot \left(t - \frac{x}{v}\right) \quad (\text{E-3})$$

En conclusión, hemos visto que la velocidad con que se mueven las partículas y la velocidad del sonido son completamente diferentes, mientras la primera de ellas es completamente variable en uno y otro sentido, la segunda es constante y solamente depende del tipo de material utilizado como medio de propagación.

1.6 FRECUENCIA

Se la define como el número de veces que se repite un fenómeno en la unidad de tiempo. La unidad de medida es el Hertz o ciclos por segundo.

Para una onda de sonido, la frecuencia representa las veces que han vibrado las partículas del medio en la unidad de tiempo. Con respecto a la presión, podemos decir que es el número de presiones pico que pasan por un punto en un segundo. Las frecuencias que se utilizan en aplicaciones médicas del sonido pueden variar de uno a quince MegaHertz (millones de Hertz) esto no es estricto ya que en el campo oftalmológico se han usado frecuencias mayores.

1.7 EFECTOS DE LA FRECUENCIA

La frecuencia tiene una considerable influencia en el perfil de un haz sónico. Cuando el sonido deja su fuente emisora comienza a propagarse en el medio y sufre una dispersión lateral llamada divergencia, lo que hace que para un observador, en la medida que se aleja de la fuente, menor será la cantidad de sonido que recibirá.

Tomemos un elemento que nos permita generar ondas de sonido de distintas frecuencias. Si dibujamos el perfil del haz que se propaga para frecuencias de alto, muy alto y bajo valor, obtendremos la Fig. 9.

Observaremos que en la medida que aumentamos la frecuencia, el haz será más agudo, mientras que a frecuencias muy bajas la energía sónica desaparece a escasos centímetros de la fuente emisora. Lo anterior nos hace pensar que, desde el punto de vista de la frecuencia, para el caso del ultrasonido como elemento de diagnóstico, lo ideal sería utilizar frecuencias lo más elevadas posibles. Pero, como se verá más adelante, esto no es definitivo ya que aparecerán otros factores más importantes

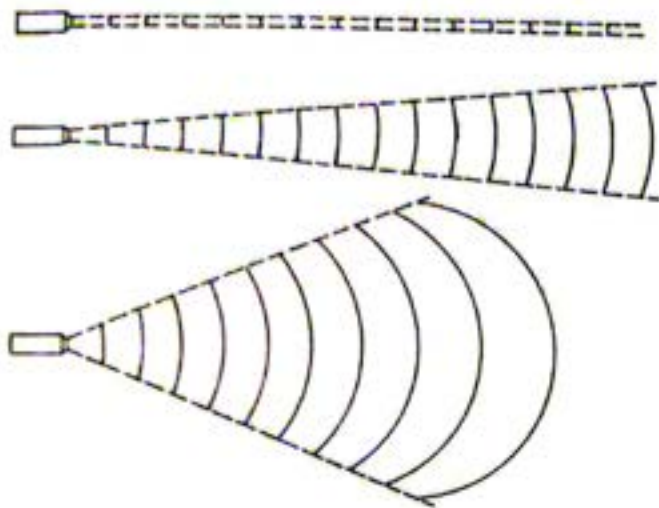


Fig. 9. Efecto que produce sobre el haz el cambio de la frecuencia.

que no permiten aumentar indiscriminadamente el valor de la frecuencia.

Existe otro tipo de divergencia dependiente del tamaño de la fuente emisora, que será estudiado en la sección 1-19.

1.8 LONGITUD DE ONDAS

La longitud de una onda de sonido la podemos definir en relación a la presión asociada a la misma. Esta es la distancia que existe entre un pico de presión y el próximo. En el caso de las aplicaciones médicas del ultrasonido, los valores de la longitud de onda pueden variar en un rango de 0.1 a 1,5 mm.

La longitud de onda se suele simbolizar con la letra griega λ y, si representamos una onda de presión (Fig. 10), podremos indicar cual es la distancia correspondiente a λ .

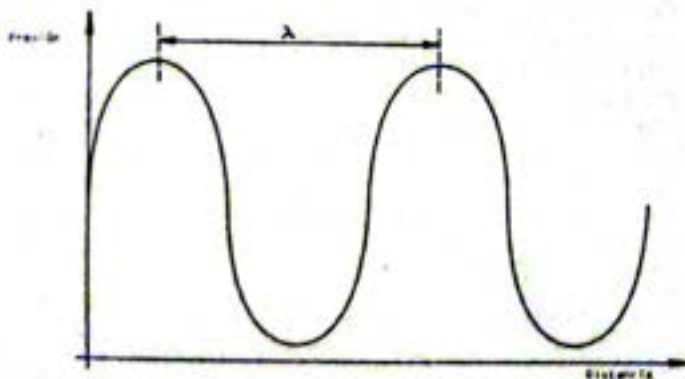


Fig. 10. Representación de la longitud de onda sobre una onda de presión.

La velocidad, frecuencia y longitud de una onda no son arbitrarias ni independientes, sino que están relacionadas entre sí. La ecuación que la vincula es;

$$v = f \cdot \lambda \quad (E-4)$$

Esta ecuación nos permite calcular cualquiera de estas variables conociendo las otras dos. Por ejemplo, si se desea calcular la longitud de una onda que tiene una frecuencia de 3,5 MHz, y el medio en el cual se propaga es el parénquima hepático de un ser humano promedio, la forma de hacerlo es la siguiente:

Variables conocidas 1) velocidad de la onda de sonido en el parénquima hepático igual a 1.585 m/seg.

2) frecuencia utilizada = 3,5 MHz = 3.500.000 Hertz

$$\lambda = \frac{v}{f} = \frac{1.585}{3.500.000} = 0.0004528\text{m} = 0.4528\text{mm}$$

1.9 RESOLUCION

Este es un término muy importante que nos permite, en cierta forma, definir la calidad de una imagen. Normalmente cuando se leen las características técnicas de un equipo utilizado en el área de la imagenología, uno de los principales valores a tomar en cuenta es la resolución. Aunque también es importante asociarle a ésta el método mediante el cual se ha medido la misma, dado que con un equipo podremos obtener diferentes valores de resolución utilizando distintos métodos.

Definimos como resolución la mínima distancia a la cual podemos distinguir dos puntos como tales. De acuerdo a la dirección en que están ubicados éstos, podemos definir la resolución axial y la resolución lateral. La primera se refiere a la dirección perpendicular a la fuente emisora del sonido y la segunda es en la dirección paralela a esta última.

1.9.a Resolución lateral

Algunos también la llaman resolución asimutal. Es la capacidad de distinguir dos puntos

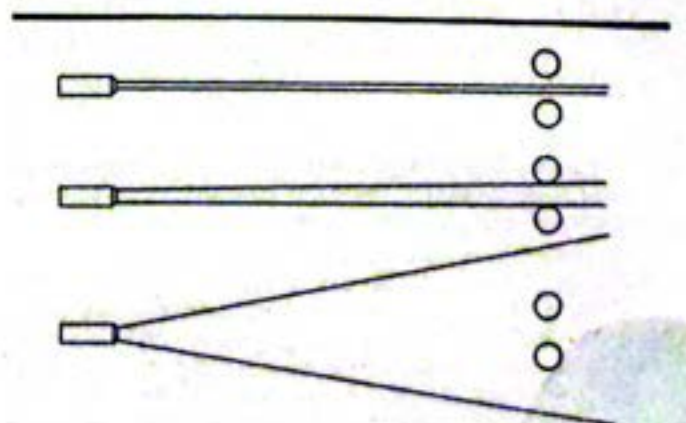


Fig. 11. Incidencia del tipo de haz sobre la resolución lateral.

como tales en la dirección perpendicular a la propagación del haz de ultrasonido. En la Fig. 11 se muestra como esta resolución es inversamente proporcional a la anchura del haz, siendo esto dependiente de otros parámetros tales como la frecuencia, diámetro de la fuente emisora y distancia de esta última al punto en consideración.

1.9.b Resolución axial

Algunas veces llamada resolución de profundidad. Es la capacidad de distinguir dos puntos como tales ubicados sobre una línea paralela a la dirección del haz ultrasónico.

Teóricamente, la longitud de onda es el parámetro que determina el límite de la resolución axial. En otras palabras, los objetos que se encuentran separados por una distancia menor que una longitud de onda no podrán ser diferenciados. En la Fig. 12 podemos ver gráficamente cual es el significado de este concepto.

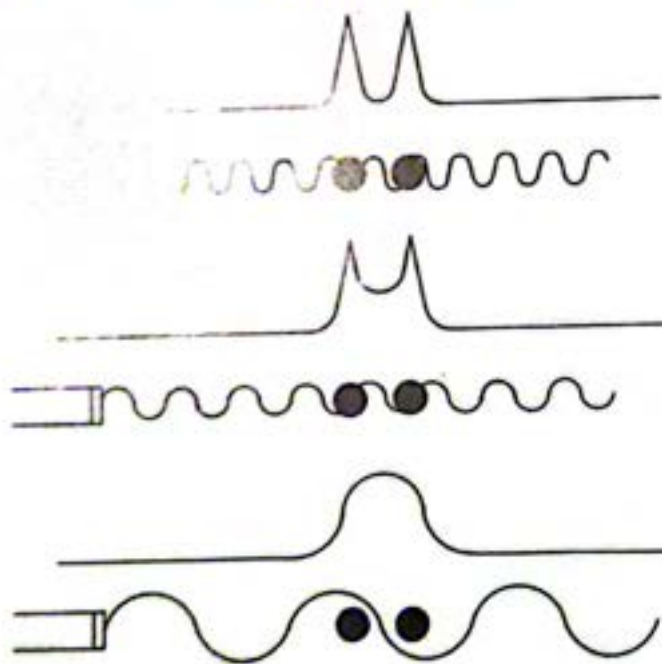


Fig. 12. Incidencia de la frecuencia sobre la resolución axial.

Como las longitudes de onda empleadas en el diagnóstico médico por el ultrasonido tienen un rango que puede variar de 0,1 a 1,5 mm, las estructuras anatómicas separadas por distancias menores no podrán ser diferenciadas y serán interpretadas como una sola estructura. De este modo, las células no pueden ser diferenciadas por los métodos ultrasónicos actuales, mientras que las estructuras anatómicas de varios milímetros cuadrados de área sí pueden distinguirse claramente. Debido a estas consideraciones de resolución, debemos hacer notar que el límite inferior de fre-

cuencias utilizadas en ultrasonografía diagnóstica es de 1 MHz.

Si tomamos en cuenta sólo lo dicho anteriormente, en la medida que aumentamos la frecuencia, mejor será el resultado de la imagen obtenida. Pero existe un límite práctico y está en el orden de los 15 MHz, ya que como veremos más adelante, la penetración del ultrasonido decrece a medida que aumentamos la frecuencia.

1.10 INTENSIDAD

Si tenemos un campo acústico y queremos asignar un valor a todos los puntos que lo componen, de modo que nos refleje una idea de cuán potente es la onda de sonido en ese lugar, debemos definir la intensidad de campo, o simplemente intensidad, como el flujo de energía acústica que pasa por un área unitaria de un plano imaginario dibujado como un entorno del punto en cuestión, el cual está orientado en ángulo recto a la dirección de propagación de la onda. La unidad de medida es el Watt por centímetro cuadrado (W/cm^2) y, en caso de manejar pequeñas cantidades de flujo de energía, la unidad más práctica será el mW/cm^2 , la milésima parte de la anterior ($1mW/cm^2 = 0,001 W/cm^2$).

Como el flujo de energía es la cantidad de ésta que pasa en la unidad de tiempo, y esta misma es la definición de potencia, podemos definir también la intensidad como la potencia que se transmite por unidad de área. Las unidades de medida son exactamente iguales a las anteriores. Para tener una idea práctica de los valores de intensidad utilizados por los ultrasonidos, podemos decir que en la ultrasonografía diagnóstica los valores oscilan entre 0,001 y 0,1 W/cm^2 . En el uso terapéutico los valores son de 1 a 4 W/cm^2 y, en el área de cirugía los valores son mayores de 10 W/cm^2 .

A simple vista es un tanto difícil tomar una idea práctica del efecto que pueden causar las intensidades para los diferentes usos. Para ello vamos a dar un ejemplo numérico en el cual la intensidad es de $50mW/cm^2$, la frecuencia es de 2 MHz y el sonido está viajando por el cerebro (densidad = $1 gr/cm^3$ a una velocidad de 1.540 m/seg. Si aplicamos las ecuaciones correspondientes obtendremos como resultado que la velocidad máxima que desarrollará una partícula próxima a la fuente emisora de ultrasonidos es de 2,5cm/seg. El máximo desplazamiento es de $0,0000000002 m$ y, la máxima presión que se desarrollará es $3,92 \times 10^4$ Newton/ m^2 . Como referencia consideremos que la presión atmosférica es de aproximadamente 10^5 Newton/ m^2 .

1.11 ESCALA DEL DECIBEL

En el estudio del ultrasonido las variaciones de intensidad, presión acústica, etc. son de forma logarítmica. Esto hace que los valores en distintos lugares o para distintos tiempos puedan diferir desde décimas o centésimas

hasta cantidades de 3 o 4 dígitos. A consecuencia de esto, no resulta práctico dar estos parámetros en unidades absolutas sino que fue necesario definir un sistema de valores relativos.

Supongamos tener dos valores de intensidad, uno de ellos es el que tiene el campo acústico en las proximidades de la fuente emisora (I_1), mientras que el otro corresponde a un punto que está sumamente alejado del anterior (I_2). Los valores son:

$$(I_1) = 100 \text{ W/cm}^2; I_2 = 0,00001 \text{ W/cm}^2$$

Si consideramos el valor relativo entre estas cantidades, tendremos:

$$R = I_2/I_1 = 0,00001/100 = 0,0000001. \text{ Esto}$$

nos indica que entre los puntos en cuestión hubo una atenuación de la intensidad de 10.000.000 de veces.

Como se puede apreciar en el ejemplo anterior, el orden de estas cantidades es totalmente antipráctico, lo que obliga a definir una unidad que nos permita representar el mismo fenómeno con cantidades de menor número de cifras.

En honor al inventor del teléfono, Alexander Graham Bell, se llamó Bel al logaritmo decimal de la relación de dos cantidades.

$$\text{Bel} = \log_{10} I_2 / I_1 \quad (\text{E-5})$$

Como esta unidad es aún muy grande, se definió el decibel como la décima parte del Bel.

$$\text{Decibel} = \text{dB} = 10 \log_{10} I_2 / I_1 \quad (\text{E-6})$$

Calculemos ahora a cuantos decibele corresponde la relación del ejemplo anterior:

$$\begin{aligned} \text{dB} &= 10 \log_{10} I_2/I_1 = 10 \log_{10} 0,00001/100 \\ &= 10 \log_{10} 0,0000001 = 10 \cdot (-7) = \text{dB} = -70 \end{aligned}$$

Vale decir que la onda acústica sufrió una atenuación de 70 dB.

Cuando tratamos de medir la relación entre dos intensidades es más práctico referirse a los valores de tensión acústica que éstas producen, siendo ellos proporcionales a los valores de presión acústica. Como la intensidad es proporcional al cuadrado de la presión

($I = P_2/P \cdot v$), reemplazando en E-6 nos queda:

$$\text{dB} = 20 \log_{10} P_2/P_1 \quad (\text{E-7})$$

donde P_1 y P_2 son los valores pico de presión en los puntos que estamos analizando.

1.12 REFLEXION Y REFRACCION

Cuando una onda de sonido encuentra un límite de separación de dos materiales, una parte de la onda se regresa y la parte restante continúa su trayectoria en el medio nuevo.

Consideremos en una primera instancia que el frente de la onda es plano e incide en forma perpendicular al límite antes mencionado. Las cantidades relativas de intensidades reflejadas y transmitidas las podemos expresar mediante los siguientes coeficientes:

Coefficiente de reflexión = Intensidad de la onda reflejada dividido por la intensidad de onda incidente

Coefficiente de refracción = Intensidad de la onda refractada dividido por la intensidad de la onda incidente

Para el caso en que el frente de onda no se propague en forma perpendicular a la superficie de los materiales, debemos agregar que la trayectoria de la onda refractada cambia su ángulo. Para determinar este ángulo utilizamos la ley de Snell, que dice:

$$\frac{\text{sen } \theta_1}{\text{sen } \theta_2} = \frac{\text{Vel. propagación sonido medio 2}}{\text{Vel. propagación sonido medio 1}}$$

θ_1 es el ángulo de la onda transmitida y θ_2 es el ángulo de la onda incidente. El ángulo de la onda reflejada será igual al de la onda incidente, pero con valor cambiado de signo, tomando como referencia para la medición de los ángulos la perpendicular a la superficie límite. En la Fig. 13 podemos comprobar gráficamente el fenómeno antes descrito.

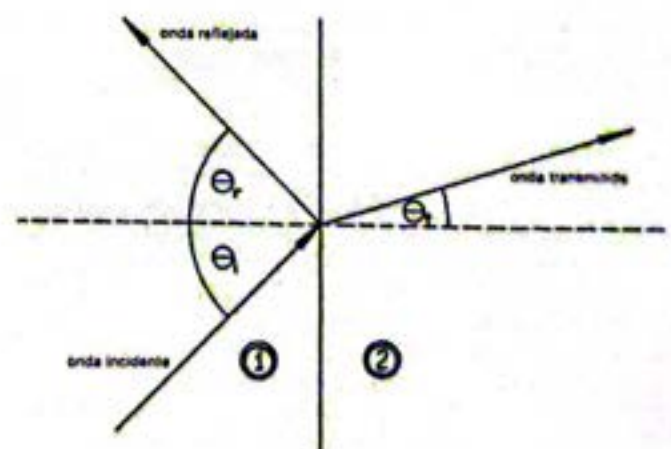


Fig. 13. Descripción gráfica del fenómeno de reflexión y refracción.

En la discusión anterior asumimos que el límite o interfase entre dos medios era plano, sin ningún tipo de irregularidades y suficientemente extenso. Este es el caso de reflexión y refracción especular. En la práctica nunca nos vamos a conseguir con superficies de este tipo, ya que, especialmente en el caso del ultrasonido utilizado en medicina, tendremos superficies ásperas, porosas y totalmente irregulares. Aquí la situación es más compleja que la anterior, debido a que debemos estudiar como se refleja y se refracta la energía en cada una de las partículas que componen la superficie de un medio. La reflexión en este caso es llamada difusa, debido a que se realiza en todas las direcciones. Esto lo podemos ver en la Fig. 14 donde se han representado los dos tipos de reflexión. En el caso a) se muestra un recipiente que contiene agua y un trozo de material que tiene una superficie totalmente especular (caso ideal). En el caso b) el material tiene una superficie irregular. Ambos materiales han sido sometidos a la incidencia de un mismo haz ultrasónico, lo que nos permite observar como en el primer caso se cumple la ley de la reflexión (ángulo incidente es igual al ángulo reflejado); mientras que en el segundo caso, por tratarse de una superficie no especular, se producirá una reflexión difusa con un haz incidente e infinitos haces reflejados.

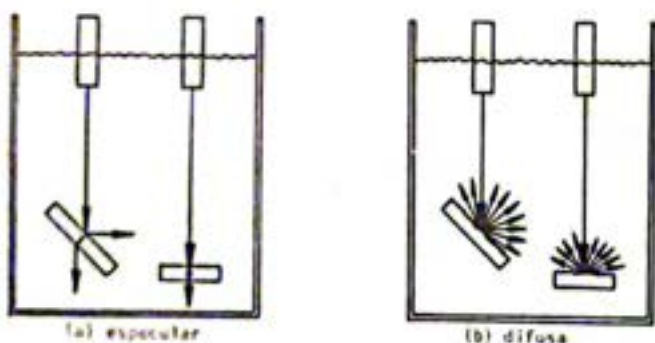


Fig. 14. Distintos tipos de reflexión

La reflexión difusa hace que la energía reflejada se reparta en múltiples direcciones, lo que nos permite garantizar que siempre existirá una o varias de éstas que regresarán a la fuente emisora. Vale decir, que si analizamos microscópicamente la superficie irregular, siempre tendremos áreas sumamente pequeñas que se comportan como superficies especulares que están ubicadas en forma perpendicular a la dirección de propagación de la onda. Si la fuente emisora no es puntual, y tienen dimensiones finitas, las direcciones de reflexión que tengan un ángulo ligeramente diferente del paralelo a la propagación de la onda, formarán un pequeño abanico que tiene como base la cara emisora de la fuente. Ver Fig. 15.

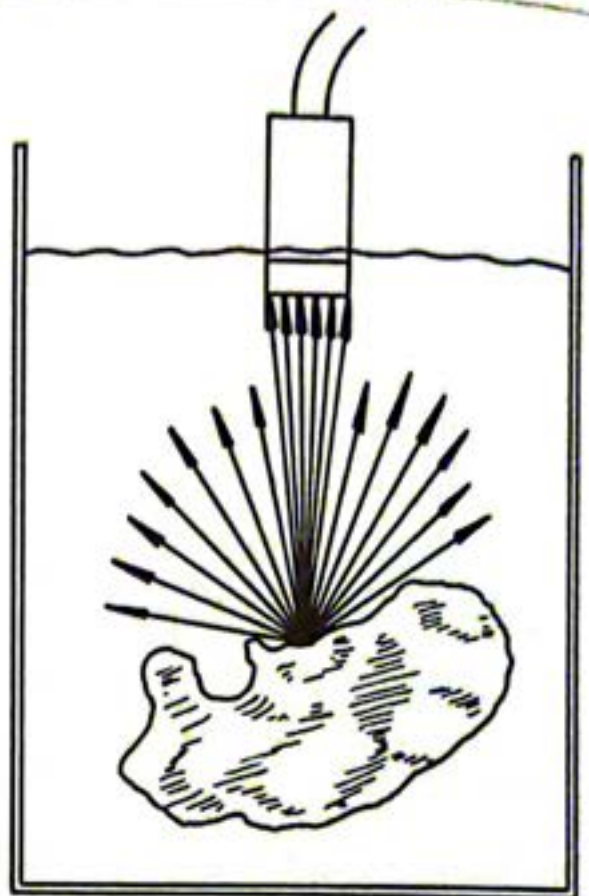


Fig. 15. Ondas reflejadas recibidas por el transductor

1.13 ONDAS ESTACIONARIAS

Las ondas de sonido son reflejadas en la forma que se explicó anteriormente, suponiendo que las ondas viajaban en forma libre sin ser susceptibles a alteraciones dentro de un mismo medio. En realidad, sucede que existe una interacción entre la onda incidente y la reflejada que genera la llamada onda estacionaria. Si después de una simple reflexión, tratamos de medir, para luego graficar, la distribución de presión acústica dentro del mismo medio, obtendremos la curva de la Fig. 16.

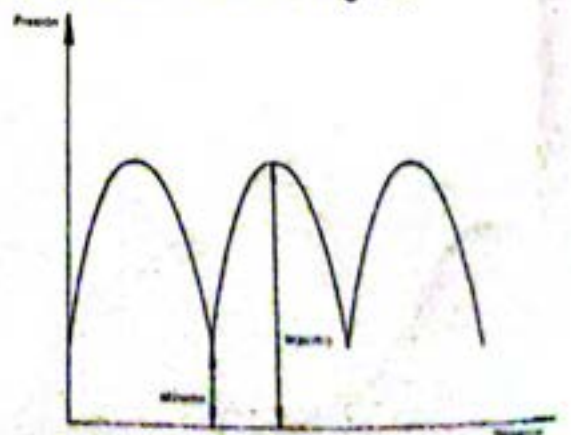


Fig. 16. Representación de una Onda Estacionaria.

Esta curva es diferente a la que obtendríamos si no existiera ningún tipo de reflexión, ya que la última sería de una amplitud constante (considerando que el medio es ideal).

De aquí también se desprende que la distancia entre máximos es $\lambda/2$, la mitad de una longitud de onda la que a su vez es igual a la distancia entre dos mínimos consecutivos. Entre un máximo y un mínimo la separación es de un cuarto de la longitud de onda ($\lambda/4$).

El cociente entre la amplitud del máximo y del mínimo se llama relación de onda estacionaria, la cual depende del tipo de medio 1 y del coeficiente de reflexión en el límite de los medios 1 y 2.

Existen dos tipos de resonancia importantes cuando se producen ondas estacionarias, ellas son: resonancia de media longitud de onda y resonancia de un cuarto de longitud de onda.

1.13 Resonancia de media longitud de onda

Vamos a considerar dos casos:

1) Supongamos tener un medio gaseoso y dentro del cual colocamos una barra de un sólido de modo que sus extremos tengan caras paralelas. Cuando la distancia l entre las caras es igual a una mitad de la longitud de la onda o a varias mitades de longitud de onda, veremos que dentro del material existirá una distribución de presiones acústicas como se grafica en la Fig. 17 (a).

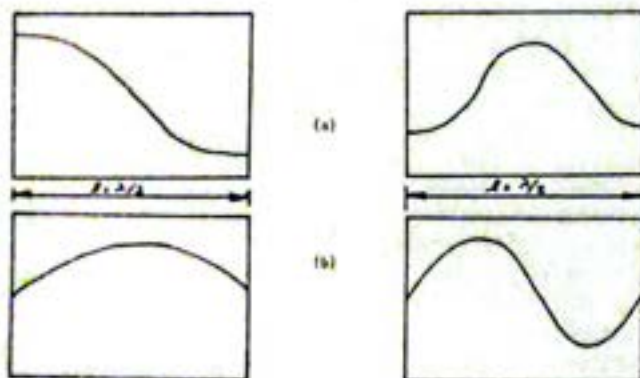


Fig. 17. Resonancia de $\lambda/2$

Los puntos en los cuales existe el valor de presión mínima son llamados **nodos**. Por otra parte, en aquellos lugares donde la presión es máxima, son llamados **antinodos**.

2) Supongamos ahora el caso inverso, donde en lugar de tener un material como en el caso anterior, colocamos un medio gaseoso entre dos sólidos. La distribución de presiones acústicas para este ejemplo está dibujada en la Fig. 17(b). En ambos casos, la resonancia tiene lugar a una frecuencia fundamental llamada f , para la cual la distancia que separa las superficies extremas es igual a la mitad de la longitud de la

onda incidente. También se produce cuando la frecuencia utilizada es un múltiplo de f , (frecuencias armónicas de la principal), por ejemplo $2f$, $3f$, $4f$, etc.

1.13.b Resonancia de un cuarto de longitud de onda

Si en un medio donde se propaga una onda agregamos un sólido de modo que su longitud sea de un cuarto de la longitud de onda ($\lambda/4$), y uno de sus extremos coincida con la ubicación de un nodo, tendremos una resonancia de un cuarto de longitud de onda.

Las frecuencias de resonancias son f , $3f$, $5f$, etc, correspondiendo a longitudes del sólido de $\lambda/4$, $3\lambda/4$, $5\lambda/4$, etc, (solamente las armónicas impares). La Fig. 18 muestra el efecto de resonancia de cuarto de longitud de onda para un cuerpo que tiene longitud l .

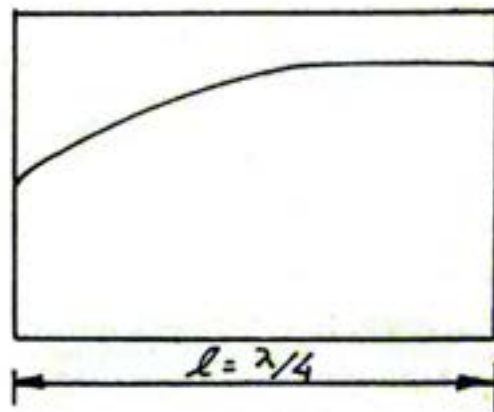


Fig. 18. Resonancia de $\lambda/4$

1.14 PRODUCCION DEL SONIDO

El método más común para generar sonido a una frecuencia audible, es por medio de cornetas o altoparlantes. En esta técnica, un cono de papel es movido por un electromagneto como respuesta a las variaciones de voltaje eléctrico aplicado al mismo. El movimiento del cono de papel transmite sus efectos a las moléculas que se encuentran en su proximidad y éstas a su vez continúan la propagación transfiriendo parte de su energía a las vecinas. Esto produce un frente de onda que viaja en varios sentidos, en uno de los cuales se encuentra el oído del observador. El sistema auditivo responde a los estímulos generados por las ondas mecánicas y los transforma en impulsos eléctricos que serán interpretados como sonido al llegar al analizador cerebral.

El altoparlante o corneta es uno de los transductores más perfectos que convierten la energía eléctrica en mecánica (en forma de ondas), pero esto es únicamente para frecuencias audibles. Si quisiéramos utilizarlo para frecuencias ultrasónicas, su comportamiento sería muy pobre debido a que una frecuencia del orden de los MegaHertz implicaría que el cono de

papel debería desplazarse en uno y otro sentido a una velocidad muy grande. Su inercia no permitiría sino movimientos tan pequeños que la energía de la onda mecánica resultante sería muy baja.

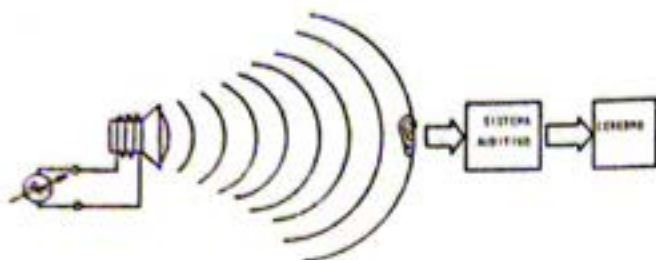


Fig. 19. Producción y recepción del sonido mediante una corneta y un observador respectivamente.

A consecuencia de esta limitación, cuando utilizamos frecuencias del orden de los MegaHerzt, debemos recurrir a otros métodos o elementos como medios de conversión de energía eléctrica en mecánica y viceversa. Así fue que, aprovechando cierta propiedad que tienen algunos cristales, se desarrollaron los transductores ultrasónicos.

1.15 EFECTO PIEZOELECTRICO

El efecto piezoeléctrico (del griego "piezein" que significa presionar) fue descubierto por los esposos Curie en el año 1880, quienes observaron que al aplicar un golpe con un martillo a un cristal, se desarrollaba un cierto voltaje entre sus paredes (Fig. 20).

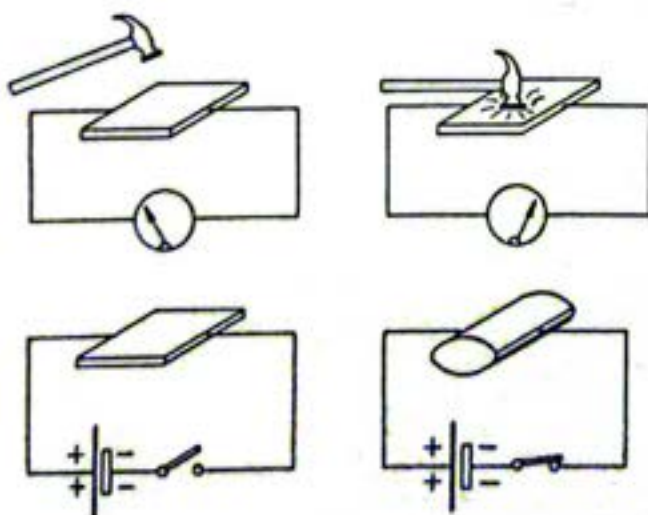


Fig. 20. Demostración gráfica del efecto piezoeléctrico.

Experiencias posteriores demostraron que el voltaje resultante era proporcional a la deformación mecánica del cristal, y su signo cambiaba de positivo a negativo según que el es-

fuerzo realizado sea de comprensión o expansión. Como fenómeno inverso se observó que cuando se aplica un voltaje de un signo determinado, entre las caras del cristal, éste se deforma comprimiéndose, si cambiamos el signo, la deformación pasa a ser de expansión. En el caso inverso la deformación es directamente proporcional al voltaje aplicado.

Si en lugar de aplicar tensión eléctrica impulsiva utilizamos un voltaje alterno de alta frecuencia, es posible observar que el cristal seguirá la forma de onda eléctrica con sus respectivas contracciones y expansiones.

1.16 CRISTALES PIEZOELECTRICOS

No todos los cristales tienen la propiedad de piezoelectricidad. Para contar con ésta, deben tener una distribución de carga iónica tal que pueda interactuar con el campo eléctrico aplicado exteriormente para, de esta forma, generar el efecto mecánico.

El cuarzo y la sal de Rochelle fueron los primeros utilizados para la generación del ultrasonido. Sin embargo, fueron reemplazados rápidamente por cristales sintéticos, como el titanato de bario y zirconato de plomo, debido a que son más estables con la temperatura, tienen mayor rendimiento (para la misma tensión eléctrica aplicada presentan mayor amplitud de deformación), y su costo es menor.

1.17 TRANSDUCTORES

Los cristales necesitan una protección mecánica que permita un mejor manejo de los mismos. Con tal finalidad, éstos son montados en cabezales o transductores. El llamado transductor consiste de uno o varios cristales que están agrupados y cubiertos con un material adecuado, un blindaje acústico que no permita la emisión del ultrasonido hacia la parte trasera y las conexiones eléctricas que vinculan el equipo de ultrasonido con cada uno de los elementos o cristales del transductor. Técnicamente un transductor es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra. En este caso, el cristal piezoeléctrico es el elemento de conversión de energía mecánica a eléctrica y viceversa.

El tamaño y la forma del transductor dependerá fundamentalmente del uso que se le dará al mismo. Estos y muchos otros detalles respecto a transductores serán tratados con mayor amplitud en el próximo número de esta revista.

1.18 MODOS DE OPERACION

Los transductores son operados de dos modos diferentes; el continuo y el pulsado. El modo continuo consiste en la generación del ultrasonido en forma ininterrumpida, siendo este método utilizado en las técnicas de Doppler. En la emisión continua se requieren dos cristales, uno para transmitir el haz de ultrasonido, mientras que el otro cumple las veces de recep-

tor del haz reflejado. Ambos cristales se encuentran montados en una misma cubierta protectora.

El modo pulsado es el más utilizado. Este consiste en enviar en pulso muy breve de ultrasonido a intervalos regulares. Durante el tiempo que transcurre entre pulso y pulso el transductor está en silencio recibiendo las ondas reflejadas que retornan. En esta forma de operación, el mismo cristal es el que actúa como transmisor y como receptor del ultrasonido. En la práctica, la relación porcentual del tiempo de transmisión con el tiempo de recepción es mayor que el 99%. (99% recibe y 1% transmite).

1.19 CARACTERÍSTICAS DEL HAZ

Analizando el transductor como una gran cantidad de fuentes emisoras puntuales, que generan trenes de ondas en una dirección, se puede comprobar que la forma del haz resultante será como la indicada en la Fig. 21.

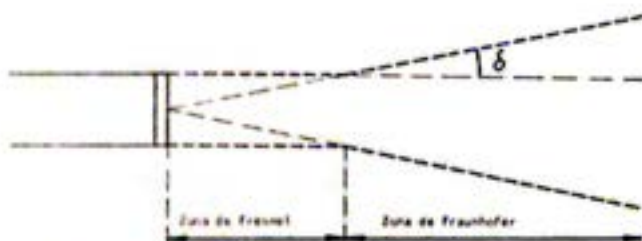


Fig. 21. Descripción geométrica de un haz de ultrasonido.

El haz producido por un transductor de ultrasonido tiene una naturaleza geométrica. La forma básica del haz para un transductor plano circular puede ser calculada teóricamente.

En la Fig. 21, el haz ultrasónico es paralelo a la dirección de propagación de la onda en el primer tramo definido por la distancia d , la cual depende del diámetro del transductor circular D , y de la longitud de la onda utilizada. La ecuación que nos relaciona estos valores es E-8:

$$d = D^2/4\lambda \quad (E-8)$$

La zona en donde el haz se mantiene paralelo se llama zona de Fresnel o campo cercano. A continuación tenemos la zona en la cual el haz diverge; esta se llama zona de Fraunhofer. El ángulo de divergencia se calcula mediante la ecuación E-9.

$$\text{sen } \delta = 1,22 \lambda/D \quad (E-9)$$

La ecuación E-8 nos dice que si la relación entre el diámetro del transductor y la longitud de

onda es muy pequeña podemos considerar que tenemos una fuente puntual que emitirá ultrasonidos en todas direcciones. Por otro lado, si la relación es muy grande, el haz sónico será colimado con un diámetro igual al del transductor.

En el campo del diagnóstico ultrasónico, una relación usual es que el diámetro sea unas 20 veces mayor que la longitud de onda, obteniendo un perfil del haz similar al de la Fig. 21 (caso intermedio entre los dos anteriores). En la práctica, además del haz principal, existen otros llamados lóbulos laterales (ver Fig. 22).

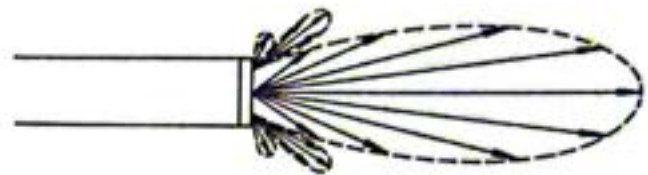


Fig. 22. Representación del lóbulo principal y laterales de un transductor.

Como ejemplo de lo explicado anteriormente vamos a dar una serie de valores reales para las zonas cercanas y lejanas. Si la frecuencia es 1MHz, la longitud de onda es de 1,5mm y para un diámetro del transductor de 2cm, tendremos un campo cercano de 6,6cm. Si la frecuencia es de 3 MHz, la longitud de onda es de 0,5mm y para un diámetro del transductor de 2cm, el campo cercano será de 20cm.

En la Fig. 22 los lóbulos laterales nunca tienen una intensidad mayor del 15% de la máxima intensidad del lóbulo principal. La sensibilidad del transductor actuando como receptor, tiene idénticas características que como transmisor.

1.20 TRANSMISIÓN DEL ULTRASONIDO

Cuando el sonido viaja por un medio, su intensidad decrece progresivamente. Esta disminución de intensidad se la llama atenuación y es debida fundamentalmente a tres mecanismos básicos:

a) Divergencia del haz.

Cuando el haz del sonido diverge su energía es dispersada sobre un área de gran tamaño. Dado que la intensidad es proporcional a la relación entre el flujo energético y la superficie en la que actúa, al tener la misma potencia e incrementarse el área, lógicamente ocasionaremos una disminución de la intensidad.

b) Reflexión del sonido.

Anteriormente hemos estudiado cual es el fenómeno que se produce cuando un haz sónico

co encuentra una interfase. Vimos que parte de la energía se regresaba y la restante continuaba su viaje. A consecuencia de esto último se produce una disminución de la intensidad de la onda.

c) Absorción.

Este es uno de los principales mecanismos que producen la atenuación de la onda sónica en un medio. Supongamos que el medio es un tejido humano. En el proceso de absorción existe una parte de la energía retenida que es convertida en calor, esta es producto del rozamiento asociado a las vibraciones a que están sometidas las partículas o moléculas que forman el tejido. Otra parte de la energía se convierte en rotaciones o vibraciones de los átomos dentro de las moléculas. A medida que la onda continúa avanzando en el medio, llegará un tiempo en el cual la energía cinética de los átomos será regresada al medio, pero esto sucede con una cierta demora. Entonces se producirá un desfase con la onda original, causando una interacción destructiva. Este último tiene mayor importancia en la medida que aumentamos la frecuencia, debido a que para un mismo tiempo de demora en regresar la energía, mayor será el desfase de la onda. La cantidad de energía absorbida durante la propagación de la onda depende de los siguientes factores: 1) Distancia viajada, 2) Viscosidad del tejido y 3) El cuadrado de la frecuencia.

La siguiente tabla da la absorción relativa para varios tejidos:

Material	Absorción Relativa
agua	0,002
sangre	0,2
tejido blando	1
hueso	20

La tabla 2 nos da valores de absorción absolutos medidos en dB/cm

(TABLA 2)

Absorción absoluta de distintos materiales

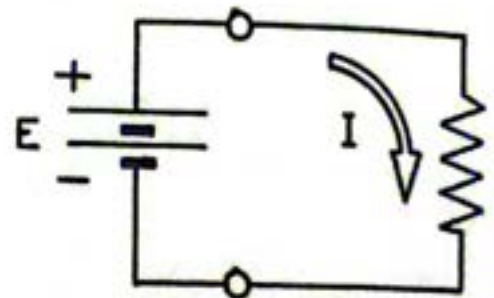
MATERIAL	ABSORCION dB/cm
Agua	0,002
Aire	12
Tejido óseo	20
Tejido muscular	2,5
Cerebro	0,85
Sangre	0,20
Grasa	0,63
Hígado	0,94
Riñón	1,00

Observamos como los tejidos más rígidos, con mayor viscosidad, son los que atenúan en forma más notable las ondas. El hueso compac-

to, caracterizado por una gran viscosidad, tiene un alto valor de absorción, de modo que, para obtener suficiente penetración del sonido, debemos mantener la frecuencia en un valor considerablemente bajo. Esto último para compensar la atenuación por alta viscosidad. En el caso de tejidos livianos podremos utilizar frecuencias más altas que mejoran notablemente la resolución.

1.21 IMPEDANCIA ACUSTICA

Impedancia es en general un término que se refiere a la resistencia que ofrece un medio al paso de un fluido o una onda. Por ejemplo, tenemos la resistencia en los circuitos eléctricos, en donde existe una relación entre la tensión eléctrica aplicada y la corriente producida.



(Fig. 23. Circuito eléctrico más simple.

La Fig. 23 nos esquematiza el circuito eléctrico más simple que podamos tener, R es la resistencia o impedancia del mismo, que frena el paso de los electrones impulsados por la batería. Por analogía podemos hacer la misma consideración para los circuitos acústicos. Supongamos tener un cilindro con un émbolo en un extremo. Si a éste le aplicamos un impulso hacia el interior con una fuerza determinada, se creará una presión en el medio igual al cociente de la fuerza sobre la superficie del pistón. Cualquiera de las partículas que esté próxima al émbolo se desplazará de izquierda a derecha con una velocidad v. En estas condiciones definiremos la impedancia acústica como la relación entre la presión y la velocidad de la partícula.

$$Z = P/V$$

(E-10)

La impedancia acústica es función de una serie de factores tales como: el medio, la frecuencia, el tipo de onda, etc.

A continuación se presenta la tabla de valores relativos de impedancia para distintos materiales.

TABLA 3

Impedancias acústicas

MATERIAL	IMPEDANCIA ACUSTICA VALOR RELATIVO
Aire	0,0002
Hueso	16,00
Agua	3,00
Músculos	3,4
Grasa	2,8
Riñón	3,2

Sólo en el caso de ondas planas y longitudinales, la impedancia acústica es igual al producto de la densidad del medio por la velocidad del sonido en el mismo. Este producto es llamado **IMPEDANCIA ACUSTICA CARACTERISTICA** y se representa por la letra **Z**

$$Z = P \cdot v \quad (E-11)$$

Aquí **Z** es únicamente dependiente del medio, y la tabla 3 tiene validez solamente en este caso. La proporción del sonido reflejada en una interfase es también dependiente de la relación de impedancias acústicas características entre los medios adyacentes.

La siguiente tabla indica el porcentaje de reflexión de acuerdo al tipo de interfase.

TABLA 4

Porcentaje de reflexión de acuerdo a la interfase

INTERFASE	PORCENTAJE DE REFLEXION
Agua-hueso	68%
Cerebro-hueso	65%
Músculo-hueso	65%
Sangre-riñón	0,69%
Sangre-cerebro	0,3%
Agua-cerebro	3,2%

La relación de la amplitud del eco (onda reflejada) y la amplitud de la onda incidente se llama **coeficiente de amplitud de reflexión** y puede ser calculado por la ecuación

$$r = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (E-12)$$

donde **r** es el coeficiente de amplitud de reflexión, **Z₁** es la impedancia acústica característica del medio 1 y **Z₂** es la impedancia acústica característica del medio 2. La ecuación anterior es únicamente válida para el caso de tener una onda incidente que viaja perpendicularmente a la interfase de los medios 1 y 2. En el caso más general de onda incidente oblicua, la ecuación E-12 se modifica de la forma siguiente:

$$r = \frac{Z_2 \cdot \cos \theta - Z_1 \cdot \cos \theta_1}{Z_2 \cdot \cos \theta + Z_1 \cdot \cos \theta_1} \quad (E-13)$$

donde θ es el ángulo de incidencia y θ_1 es el ángulo de transmisión.

La tabla anterior muestra la diferencia excesivamente grande entre la impedancia característica del aire y del agua o cualquier otro tejido. Debido a esto virtualmente todas las ondas de sonido que arriban a un límite entre el aire y el agua, o el aire y cualquier tejido serán reflejadas. Esto tiene dos consecuencias importantes en las aplicaciones del diagnóstico ultrasónico: la primera es que el ultrasonido no puede penetrar a través de una capa de aire que tenga el cuerpo. Esto implica que es imposible analizar ultrasonográficamente los pulmones llenos de aire, y los intestinos llenos de gases. Segundo, será necesario utilizar algún tipo de acoplamiento (agua, aceite mineral o gel soluble en agua) para obtener un contacto libre de aire entre el transductor y la superficie del cuerpo humano. El medio se debe caracterizar por no tener burbujas de aire y debe ser lo suficientemente práctico como para que permita un libre desplazamiento del transductor por el área en estudio.

De lo anterior se desprende que la interfase entre el aire y los tejidos es casi un reflector perfecto, pero en la mayoría de las otras interfaces se producen reflexiones de valor relativamente bajo. Esto implica la necesidad de utilizar equipos con una sensibilidad tan alta que sean capaces de recoger y llevar a un valor de utilidad los ecos u ondas reflejadas.

1.22 EFECTOS DEL ULTRASONIDO

¿Cuán inocuo es el método de ultrasonido diagnóstico? Esta es una pregunta que suele hacerse el médico que utiliza este sistema para examinar a sus pacientes. La respuesta no es fácil de dar sin antes considerar los fenómenos o alteraciones que puede sufrir el medio sometido a este tipo de radiación. Para una mejor comprensión vamos a clasificar los efectos en físicos y biológicos.

1.22.a Efectos físicos

Cuando el sonido actúa sobre un medio, parte de su energía es transferida al mismo. La energía absorbida puede producir varios efectos dependiendo de:

- a) Cantidad de energía absorbida
- b) Velocidad de transformación de esa energía
- c) Propiedades del material.

La siguiente lista muestra los posibles efectos físicos de una radiación ultrasónica:

- 1) No ionizante
- 2) Producción de calor
- 3) Mecánicos
- 4) Cavitación
- 5) Químicos

Vamos a analizar cada uno de estos con más detalle.

Una propiedad muy importante del ultrasonido es la de ser no ionizante. Esto es debido a que la intensidad en cualquier punto del campo acústico no es suficiente como para suministrar energía a los átomos y producir un cambio de estado de los electrones que los componen.

El efecto más común que produce el ultrasonido es la generación de calor. Esta es resultante de la energía utilizada como fuerzas de fricción cuando las partículas del medio están en estado de vibración. El calor es liberado por conducción a través del material y por convección si existe un flujo neto de partículas desde la fuente generadora hacia afuera. Si la velocidad de producción de calor excede la velocidad con que se disipa, tendremos un incremento de la temperatura. En la medida que ésta aumenta, mayor será la movilidad de las moléculas y tendremos un aumento del gradiente térmico entre la fuente productora y el medio exterior, lo que favorece la liberación de energía calórica. Esto hace que los incrementos de temperatura sean menores hasta alcanzar el punto de equilibrio térmico del sistema donde, si el flujo energético suministrado se mantiene constante, éste será igual al disipado hacia el exterior. Este estado se logra a una temperatura final, la cual es la que debemos considerar si es capaz de producir algún daño irreversible en el tejido que está siendo irradiado.

El efecto mecánico se manifiesta por la agitación de las partículas en el medio. El desplazamiento de éstas puede ser lo suficientemente grande como para producir cambios estructurales significativos del mismo.

La cavitación es un término general que se refiere a la producción y comportamiento dinámico de burbujas de gas en un medio irradiado por ultrasonido. Existen dos tipos de cavitación: estable y transitoria. En el primer caso, las burbujas, una vez formadas, persisten y oscilan en resonancia con las variaciones de presión del sonido. En el segundo caso, las burbujas crecen de tamaño continuamente, hasta que se convierten en inestables y se colapsan. Cuando esto sucede, existe un gran intercambio de energía que se transmite como onda de choque y puede llegar a producir grandes alteraciones al material que las rodea. Para que se produzca

este fenómeno de cavitación es necesario aplicar una alta intensidad de campo acústico y una frecuencia relativamente baja.

Los efectos químicos pueden ocurrir en condiciones de alta intensidad, particularmente si también está presente el fenómeno de cavitación. En este caso, la presión y la temperatura local aumentan a tal punto que pueden actuar como catalizadores de ciertas reacciones químicas.

1.22.b Efectos biológicos

La siguiente es una lista de efectos biológicos que pueden producirse en una zona irradiada por ultrasonidos:

Para altas intensidades ultrasónicas

- 1) Desnaturalización de proteínas
- 2) Inactivación de la enzima
- 3) Cambios de permeabilidad de la membrana celular
- 4) Ruptura de la membrana celular
- 5) Alteraciones de la estructura muscular
- 6) Ruptura cromosómica
- 7) Parálisis motora
- 8) Necrosis hepática
- 9) Daños cerebrales
- 10) Anomalías en el desarrollo fetal

Para intensidades usadas en el diagnóstico ultrasónico

NO SE HAN COMPROBADO EFECTOS NOCIVOS

Dependiendo de lo severo que sea el daño producido, este puede ser reversible o irreversible. Dado que los mecanismos que dañan los tejidos no son completamente conocidos, la tendencia ha sido explicarlos mediante fenómenos térmicos. Vale decir, que el efecto observado podría ser producido, en ausencia de ultrasonido, si una cantidad de energía calórica equivalente fuera aplicada al tejido. Por ejemplo, si aplicamos una radiación de ultrasonido cuya intensidad en la pared del transductor es de $1\text{W}/\text{cm}^2$ y la frecuencia es de 1MHz , se producirá una transferencia de energía al tejido de $0,024\text{cal}/\text{seg}$. En ausencia de mecanismos de disipación de calor, esto traerá aparejado un aumento en la temperatura, a razón de $0,024^\circ\text{C}/\text{seg}$. El daño sobre el tejido dependerá de la temperatura final alcanzada. En la práctica, el tejido puede soportar fácilmente intensidades del orden de $100\text{mW}/\text{cm}^2$ sin tener aumentos significativos de temperatura. Si además consideramos que el tiempo de exposición está en el rango de las decenas de segundos, concluiremos que para estos valores no se producen ningún tipo de daño en el tejido.

Si utilizáramos intensidades mucho mayores, podríamos ver que la distribución de temperaturas en el cuerpo no es homogénea, sino que los valores máximos se encuentran en los límites de los tejidos, particularmente en las interfaces de hueso-tejido blando y piel-aire.

En las aplicaciones terapéuticas se aprovecha esta característica para suministrar calor en forma selectiva.

Una elevación de temperatura local produce vasodilatación, lo que determina un aumento del flujo sanguíneo y eritema. La actividad de muchas enzimas es aproximadamente doblada cada 10°C de aumento de temperatura. Si el incremento de temperatura es tal que la temperatura final excede los 50°C , las proteínas son desnaturalizadas, las enzimas pierden su actividad y no cumplen ninguna función química. Las alteraciones químicas producen un debilitamiento y ruptura de las membranas celulares. Y, si esto sucede, las enzimas intercelulares, tales como la dehidrogenasa láctica y creatínofosfoquinasa son liberadas al flujo sanguíneo. Cuando un número suficiente de células son destruidas, un órgano completo no será capaz de mantener sus funciones durante mucho tiempo. Con intensidades suficientemente altas, de modo que se produzca cavitación, las células se dañarán rápidamente. La cavitación produce agitación de partículas intercelulares y ruptura de la membrana celular.

Existen una cantidad de efectos que no pueden ser explicados desde el punto de vista térmico o cavitación. Estos incluyen:

- a) Disminución del número de gránulos de glicógeno y lisosomas hepáticos.
- b) Tumefacción y ruptura de las crestas mitocondriales.
- c) Cambio en el transporte de iones, agua y soluciones a través de las membranas celulares.

El o los responsables de estos efectos son desconocidos hasta ahora. En algunas experiencias se ha podido observar que, utilizando

una intensidad que está en el orden de 1 a 3 W/cm^2 , los efectos consisten en cambios intercelulares en el músculo, hígado, riñón y médula espinal. En el rango de 5 a 10 W/cm^2 existe un aumento significativo de rupturas cromosómicas en linfocitos y cambios ultraestructurales del tejido muscular. También se constataron hemorragias en la médula espinal de las ratas, a 25 W/cm^2 . A 50 W/cm^2 se aprecia una parálisis motora en ratones.

Pero es importante señalar que no se han comprobado efectos biológicos de interés médico con intensidades menores de 100 mW/cm^2 .

1.23 SEGURIDAD CLINICA

Los numerosos estudios realizados en laboratorio han demostrado que el ultrasonido es seguro con intensidades menores de 100 mW/cm^2 . Los equipos comunes de diagnóstico utilizan intensidades del orden de 1 a 50 mW/cm^2 . Sobre estas bases podemos decir que es un método seguro. De cualquier forma, así como sucede en la administración de drogas, puede suceder que luego de un período largo de tiempo, aparezcan ciertas contraindicaciones que hasta el momento no se conocían.

Considerando el vasto número de exámenes ultrasonográficos realizados hasta el presente en todos los centros médicos distribuidos en el mundo, es de notar que nunca ha sido reportado ningún efecto adverso atribuido al ultrasonido diagnóstico.

Probar que la administración de una droga es segura, es muy difícil, prácticamente imposible. Probar la seguridad absoluta del ultrasonido no es diferente, pero a pesar de esto, podemos decir que, considerando el breve tiempo de exposición y la gran experiencia existente en su aplicación como método de diagnóstico, el ultrasonido es seguro.

ESTUDIO ECOGRAFICO DE LA FRECUENCIA Y CARACTERISTICAS DEL PROLAPSO DE LA VALVULA MITRAL

G. FIGUEREDO, TEC., L. LOVERA, TEC. Y H. ACQUATELLA, DM.

Cátedra de Clínica Médica A (UCV), Hospital Universitario de Caracas, Venezuela.

RESUMEN

A fin de conocer la frecuencia y aspectos clínicos del prolapso de la válvula mitral, estudiamos 2.405 ecocardiogramas: 1.275 (53%) pacientes femeninos y 1.130 (47%) pacientes masculinos del Laboratorio de Ecografía del Hospital Universitario de Caracas. La mayor frecuencia de prolapso de la válvula mitral se detectó en pacientes de 11-30 años. A partir de los 30 años, las mujeres mantuvieron una frecuencia de aparición creciente, mientras que en los hombres casi no se detectaron nuevos casos. Un 58% de los pacientes presentaron prolapso idiopático de la válvula mitral, en un 18% el prolapso estaba asociado a enfermedades congénitas del tejido conectivo, en un 13% a enfermedades cardíacas congénitas y un 12% a otras afecciones cardíacas. Es de notar que, mientras el 6% de las mujeres examinadas presentaron prolapso de la válvula mitral, sólo se le detectó en un 3% de los hombres. Palabras claves: Prolapso válvula mitral, ecocardiografía.

Echocardiographic study of the mitral valve prolapse: frequency and clinical features.

SUMMARY

In order to know the frequency and clinical features of the mitral valve prolapse in our country, we studied 2.405 echocardiograms: 1.275 (53%) female patients and 1.130 (47%) male patients from the Echocardiographic Laboratory of the Hospital Universitario de Caracas. The highest frequency of the mitral valve prolapse was found in patients between 11-30 years old. Over 30 years of age its frequency was increasing in women, while in men we found only few new cases. The idiopathic mitral valve prolapse was found in 58% of the patients, related to connective tissue congenital diseases in 18%, related to congenital cardiac diseases in 13% and to other cardiac diseases in 12%. The mitral valve prolapse was present in 6% of the female patients and in only 3% of the male patients scanned.

Key words: mitral valve prolapse, echocardiography.

INTRODUCCION

Desde el trabajo inicial de Barlow et al. (1966) el cual identificó el síndrome de prolapso mitral en estudios angiográficos, gran interés se ha despertado por el conocimiento de esta entidad. Con la introducción de la ecocardiografía como método no invasivo, se ha podido reconocer el patrón ecocardiográfico del prolapso mitral (Dillon et

al., 1971) y se han hecho estudios con los hallazgos angiográficos, auscultatorios y de fonomecanocardiografía.

Estudios en muestras de población han demostrado que el prolapso mitral es más frecuente en mujeres que en hombres (Higgins et al., 1976; Markiewicz et al., 1976; Procacci et al., 1976), pero la incidencia en las poblaciones estudiadas han sido desde un 4% hasta un 20%.

El objetivo del presente trabajo fue analizar las características del prolapso mitral de una manera no seleccionada en los pacientes que acuden al Laboratorio de Ecocardiografía Bidimensional del Hospital Univer-

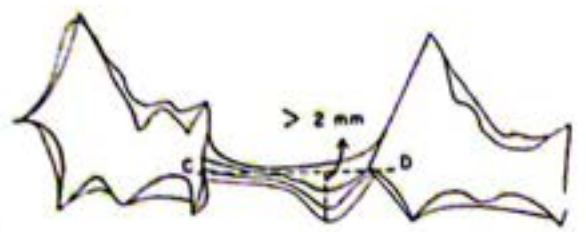
Centro Médico 273
San Bernardino
Caracas 1011 - Venezuela
Recibido para publicación: 05-02-83

sitario de Caracas, con el objeto de investigar la frecuencia y características de esta entidad en la población venezolana.

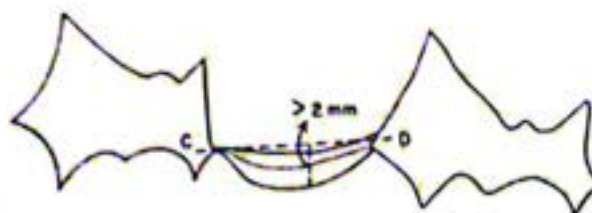
MATERIAL Y METODOS.

Definición ecocardiográfica del prolapso mitral. Se denominó prolapso mitral al desplazamiento sistólico posterior de una o ambas valvas de la mitral, superior a 2 milímetros, en relación al plano atrioventricular, obtenido por medio de una línea trazada entre el punto C y D del ecograma mitral (Markiewicz et al., 1976). El registro del cierre y apertura mitral fue considerado esencial como requisito de calidad técnica para establecer el diagnóstico (fig.1). El registro ecográfico se hizo a nivel de la unión atrioventricular, el punto en el cual la pared posterior del ventrículo izquierdo desaparecía para registrar la pared posterior de la aurícula izquierda.

Tipos de Prolapsos Mitral



PROLAPSO TELESISTÓLICO DE LA VALVULA MITRAL



PROLAPSO PANSISTÓLICO DE LA VALVULA MITRAL

Fig. 1. Prolapso telesistólico mitral, muestra el desplazamiento sistólico posterior de las valvas de la mitral en la mitad de la sístole. Se puede observar los múltiples ecos que acompañan al segmento sistólico.

Prolapso pansistólico mitral, muestra el desplazamiento sistólico posterior de ambas valvas de la mitral durante toda la sístole. Dibujo modificado de Poo (Markiewicz et al., 1976)

Se revisaron 2.405 tarjetas semicomputadas del Laboratorio de Ecocardiografía del Hospital Universitario de Caracas, desde Febrero de 1977 hasta Mayo de 1980. El estudio de población consistió en 1.275 mujeres (53%) y 1.130 hombres (47%).

Se utilizó un equipo comercial de Ecocardiografía marca Smith Kline Eko Sector I,

Ekoline 20A con registrador Honeywell, utilizando un transductor de 2,25 MHz. Se colocó al paciente en decúbito lateral izquierdo a 45° aproximadamente, siguiendo una metodología convencional (Chang, 1976). Se tuvo especial cuidado en el registro de la válvula mitral, tratando de que el haz ultrasónico fuera lo más perpendicular posible al plano de las valvas, con el fin de lograr una buena definición. Se intentó obtener trazos ininterrumpidos desde la apertura de la válvula, punto D, hasta el cierre, punto C (Fig. 2a-2b).

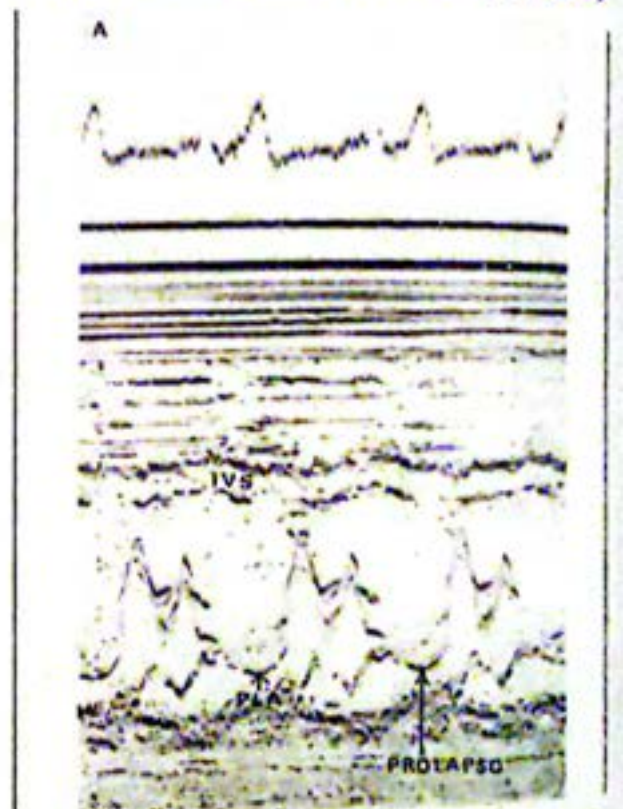


Fig. 2-A. Ejemplo de prolapso mitral en telesístole. IVS, tabique interventricular; PLA, pared posterior de la aurícula izquierda.

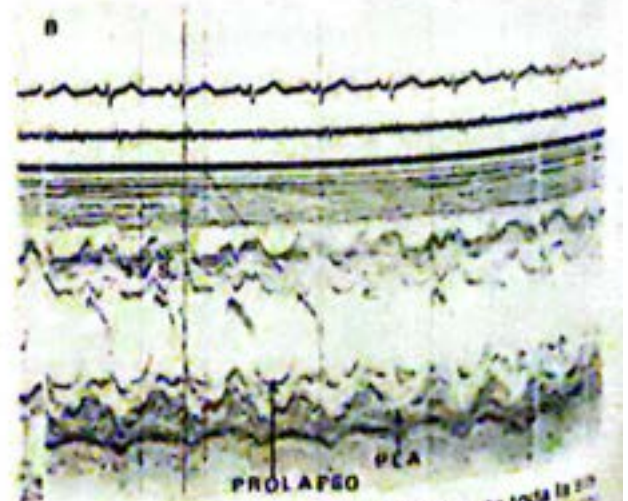


Fig. 2-B. Ejemplo de prolapso mitral durante toda la sístole. IVS, tabique interventricular; PLA, pared posterior de la aurícula izquierda.

RESULTADOS

El material de estudio fue de 129 prolapsos; 11 se descartaron porque provenían de pacientes con derrame pericárdico moderado o grande (pseudo-prolapso). Se analizaron por consiguiente 118 sujetos, con una incidencia del 5% del total de pacientes estudiados.

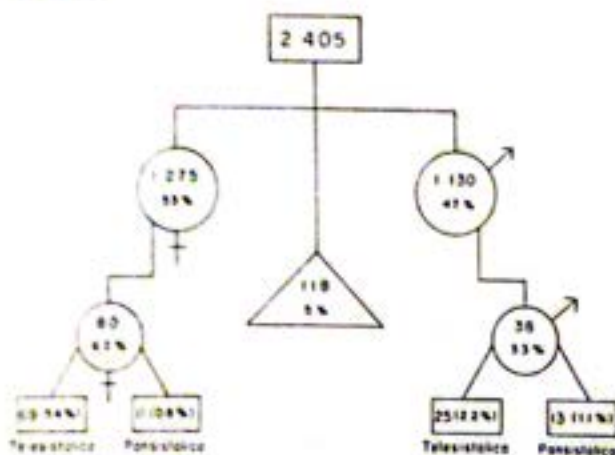


Fig. 3. Frecuencia en hombres y mujeres de prolapso telesistólico y pansistólico en la población total revisada.

De los 118 pacientes con prolapso, 80 eran mujeres y 38 hombres, por consiguiente la frecuencia de prolapso en mujeres fue de 6,2% y en hombres de 3,3% (Fig. 3). De los 118 casos el 80% correspondía a prolapso telesistólico y 20% pansistólico (fig. 4). El prolapso telesistólico tuvo una frecuencia en mujeres del 5,4% y en hombres del 2,2%; el prolapso pansistólico se observó en el 0,8%



Fig. 4. En base a los 118 casos revisados, frecuencia de prolapso telesistólico y pansistólico.

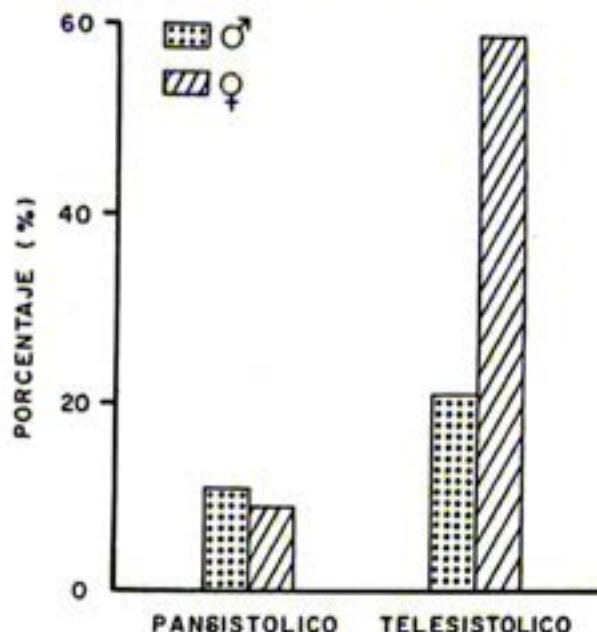


Fig. 5. Frecuencia de prolapso telesistólico y pansistólico dependiendo del sexo. Obsérvese que el prolapso pansistólico no muestra diferencia de sexo, al contrario del prolapso telesistólico que predomina en mujeres. Este hallazgo sugiere mecanismos de producción diferentes.

de mujeres y en 1,1% de hombres (fig. 5). La edad promedio fue de 28 años con desviación standard de ± 14 . Al hacer la clasificación por grupos etarios se obtuvo que el mayor porcentaje (19% en mujeres y 10% en hombres) se encuentra en las décadas de 11-20 y 21-30 años (tabla 1, fig. 6 y 7).

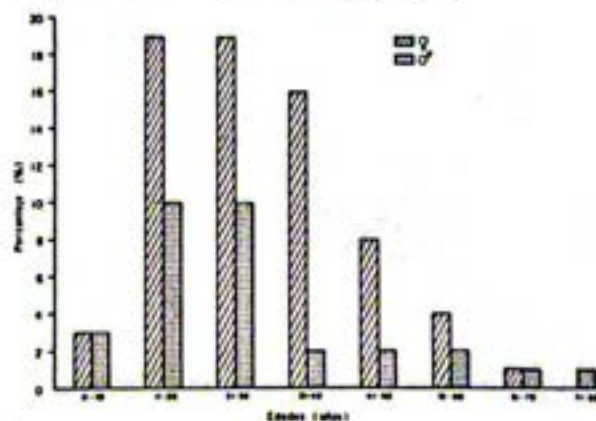


Fig. 6. Frecuencia del prolapso mitral en grupos etarios de 10 años.

La presencia de prolapso mitral como entidad aislada o asociada a otras patologías cardíacas, permitió clasificar los 118 casos en cuatro grupos (tabla 2 y fig. 8).

- "Prolapso primario", comprendió prolapso mitral puro, acompañado o no con insuficiencia mitral o prolapso tricuspídeo. La frecuencia correspondiente a este grupo fue de 58%.

Tabla 1

**CASOS Y CIFRAS PORCENTUALES CALCULADAS DE LOS PACIENTES
CON PROLAPSO MITRAL EN GRUPOS ETARIOS CADA 10 AÑOS**

Grupos etarios	SEXO			
	Femenino		Masculino	
	Nº	%	Nº	%
0 — 10 años	3	3	4	
11 — 20 años	22	19	12	3
21 — 30 años	22	19	12	10
31 — 40 años	18	16	2	10
41 — 50 años	9	8	2	2
51 — 60 años	5	4	2	2
61 — 70 años	1	1	1	1
71 — 80 años	—	—	1	1

Cálculo hecho en base a 116 casos.

Tabla 2

**CASOS Y CIFRAS PORCENTUALES CALCULADAS, DE PATOLOGIAS
ASOCIADAS AL PROLAPSO MITRAL**

	Nº	%
PROLAPSO PRIMARIO	71	58
Prolapso mitral puro	61	
Con insuficiencia mitral	6	
Con prolapso tricúspide	4	
ENFERMEDADES CONGENITAS DEL TEJIDO CONECTIVO	16	18
Degeneración mixomatosa	6	
con ruptura de cuerda		(2 casos)
con insuficiencia mitral		(3 casos)
Síndrome de Marfan		
con insuficiencia mitral		(1 caso)
con prolapso tricúspide		(1 caso)
Insuficiencia aórtica no reumática	5	
Enfermedad de Ehlers-Dahlos + prolapso tric.	1	
Vegetación	2	
con insuficiencia mitral		(1 caso)
CARDIOPATIAS CONGENITAS	14	13
C. I. A.	9	
con prolapso tricúspide		(1 caso)
C. I. V.	3	
Aorta bicúspide	1	
Pectus Excavatum	1	
OTROS	22	12
Miocardiopatía congestiva	5	
con prolapso tricúspide		(4 casos)
Miocardiopatía hipertrófica con o sin SAM	4	
Reumáticos (E. M. + I. Ao.)	2	
Cor Pulmonale	3	
con prolapso tricúspide		(2 casos)
Derrame pericárdico pequeño	10	
Esclerosis Aórtica	2	

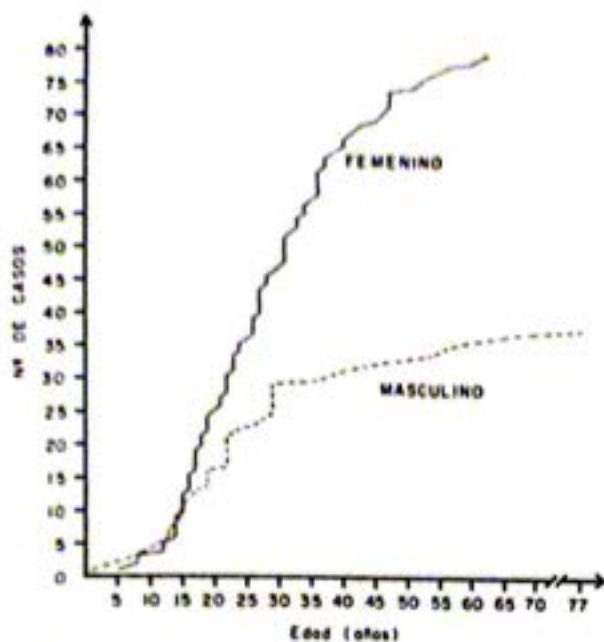


Fig. 7. Frecuencia acumulativa en base a grupo etario y sexo de prolapso mitral.

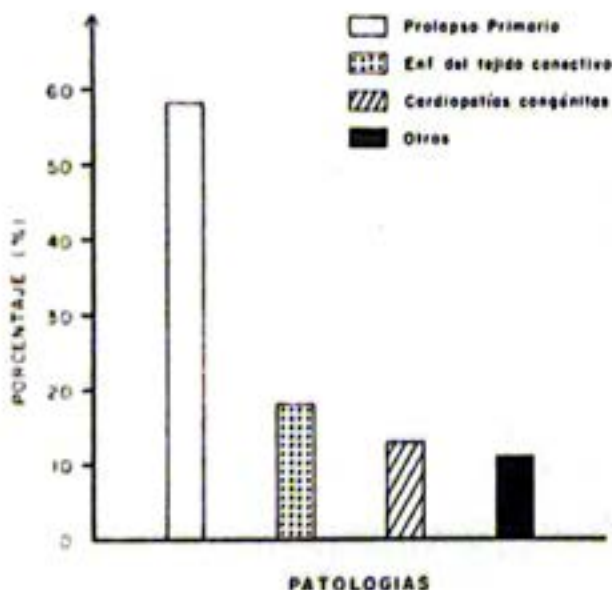


Fig. 8. Frecuencia del prolapso mitral como entidad aislada o asociada a otras patologías cardíacas.

- b) "Enfermedades congénitas del tejido conectivo", comprendió mixomatosis mitral con o sin endocarditis, síndrome de Marfan, insuficiencia aórtica no reumática, y enfermedad de Ehlers-Dahlos. La frecuencia fue de 18%.
- c) "Cardiopatías congénitas", comprendió comunicación interauricular (CIA), comunicación interventricular (CIV), aorta bicúspide y Pectus Excavatum; la frecuencia fue de 13%.

d) "Otros", comprendió miocardiopatía congestiva, miocardiopatía hipertrófica con o sin movimiento anterior sistólico (SAM), reumáticos (pacientes con estenosis mitral e insuficiencia aórtica), cor pulmonale, derrame pericárdico pequeño, y esclerosis aórtica; la frecuencia fue de 12%.

De los 71 pacientes con prolapsos mitrales primarios se hizo un análisis detallado de los otros hallazgos ecocardiográficos tales como el tamaño de la aurícula izquierda, la distancia E-septum, la amplitud de excursión mitral D-E, dimensión de la cavidad ventricular izquierda y fracción de acortamiento. En 5 de los 71 casos (5/71) la aurícula izquierda estuvo aumentada de tamaño sugiriendo incompetencia mitral hemodinámicamente significativa y la fracción de acortamiento fue alta en 7/71 por sobrecarga de volumen. En 10/71 pacientes, por el contrario, la fracción de acortamiento fue de menos de 30% (tabla 3).

Se registró la válvula tricúspide en 75 de los 118 pacientes. Prolapso tricúspideo se observó asociado al mitral en 12 casos.

DISCUSION

El presente estudio muestra que la frecuencia del prolapso mitral en una población no seleccionada del Hospital Universitario de Caracas, fue de 6,2% en mujeres y 3,3% en hombres sobre un total de 2.400 ecocardiogramas. Esta frecuencia es similar a la encontrada en otras series (Procacci et al., 1976). En nuestra revisión de la literatura nacional no hay otros trabajos en nuestro país que hayan intentado definir la frecuencia y característica de esta entidad.

Se pudo apreciar que el mayor grupo de prolapsos fue observado en ambos sexos en los grupos de edades de 11 a 20 y de 21 a 30 años (tabla 1 y fig. 7) pero su discriminación por frecuencia acumulativa mostró en ambos sexos una diferencia interesante: mientras que el prolapso mitral continuaba aumentando en mujeres a partir de los 30 años, en los hombres se observó una tendencia a estabilizarse (fig. 6) sugiriendo que los procesos causantes del prolapso mitral continuaban operando a edades por encima de los 30 años en mujeres.

Múltiples son los mecanismos que se han señalado como causantes del prolapso mitral: una desproporción entre el tamaño relativamente "pequeño" de la cavidad ventricular izquierda y el aparato mitral, provocaría una protrusión de la valva mitral hacia la cavidad auricular izquierda especialmente en maniobras que disminuyen el tamaño de la cavidad ventricular, tales como la posición de pie

Tabla 3

ESTUDIO DE PROLAPSO MITRAL PRIMARIO
Nº (casos)

SEXO			
Masculino	15		
Femenino	56		
TIPO DE PROLAPSO			
Telesistólico	64		
Pansistólico	7		
INDICES		x mm.	ds (+)
Aurícula izquierda	69	30,1	6,7
E — septum	64	3,2	2,3
Amplitud D-E	59	20,6	4,0
Ventrículo izquierdo	69	45,6	6,2
Fracción de acortamiento	69	36,5%	6,1
INDICES AUMENTADOS			
Aurícula izquierda	5		
E — septum	1		
Amplitud D-E	4		
Ventrículo izquierdo	3		
Volumen ventrículo izquierdo	2		
Fracción de acortamiento	7		
INDICES DISMINUIDOS			
Fracción de acortamiento	10		

o el uso de vasodilatadores como el nitrito de amilo. Además, anatomopatológicamente se ha observado que las válvulas provenientes de pacientes con prolapso mitral pueden tener cambios de tipo degenerativo mixomatoso que aumentaría con la edad. El presente estudio muestra la diferencia de la frecuencia por sexo en frecuencia acumulativa a partir de los 30 años, pero nuestro estudio no fue diseñado para aclarar los mecanismos de esta diferencia.

Un análisis sobre las causas de prolapso de la presente serie mostró claramente (fig. 5) que en casi las dos terceras partes de los mismos fueron de origen idiopático. La segunda causa más frecuente (tabla 2) fueron las enfermedades congénitas del tejido conectivo. Entre ellas, en 5 casos con síndrome de Marfan y en 1 paciente con enfermedad de Ehlers-Dahlos se hizo el diagnóstico de "degeneración mixomatosa". En 6 casos adicionales con historia clínica de incompetencia mitral sin historia de endocarditis o de fiebre reumática se hizo el diagnóstico ecográfico sugestivo de mixomatosis mitral por la presencia de ecos densos que prolapsaban hacia la aurícula. En dos casos adicionales señalados en la tabla 2 como vegetación se observó en el acto operatorio degeneración mixomatosa de la válvula con endocarditis asociada.

La tercera causa de prolapso se observó en cardiopatías congénitas (Tabla 2) especialmente pacientes con comunicación interauricular. Finalmente, un 12% de otras cardiopatías estuvieron asociadas a prolapso. En 5 pacientes con miocardiopatía congestiva se observó prolapso mitral especialmente del tipo pansistólico. Se ha señalado la gran dificultad que existe en diferenciar ecográficamente el prolapso pansistólico de la imagen en hamaca que a veces se observa en válvula mitral en pacientes con miocardiopatía congestiva e insuficiencia mitral. En 4 sujetos había prolapsos asociados a miocardiopatía hipertrófica. Solamente dos pacientes presentaron estigmas reumáticos en válvula mitral, con prolapso del tipo pansistólico. Finalmente, 10 pacientes con derrames pericárdicos pequeños, circunscritos a la pared posterior y con una separación entre ambas hojas pericárdicas menor de 0,5 cm. mostraban una imagen de prolapso mitral. No se hizo el diagnóstico de seudoprolapso en estos 10 casos debido a lo pequeño del derrame pericárdico.

Finalmente, en la fig. 4 puede observarse que mientras el prolapso telesistólico muestra un franco predominio en mujeres (fig. 4), el prolapso pansistólico muestra una frecuencia discretamente mayor en hombres que en mujeres, sugiriendo que los mecanismos

mos productores del mismo son diferentes del prolapso idiopático telesistólico. Ya se menciona más arriba la dificultad que existe en diferenciar la imagen de prolapso pansistólico en hamaca en sujetos que tienen disfunción ventricular e insuficiencia mitral. Por consiguiente, la presencia de un prolapso mitral pansistólico sugiere a menudo la asociación con una disfunción ventricular, al contrario del prolapso idiopático telesistólico, el cual a menudo existe en ventrículos de contractilidad normal.

Debe señalarse que esta serie fue obtenida por estudios ecográficos con modo M. Trabajos recientes muestran evidencia de que la sensibilidad y especificidad del ecocardiograma bidimensional es mayor para la detección del prolapso mitral. Estudios futuros prospectivos bidimensionales permitirán redefinir este problema en nuestra población.

En resumen, en la presente serie se observó que la frecuencia del prolapso mitral es el doble en mujeres con relación a los hombres. Se observó su aparición a partir de la década de los 20 y 30 años con un aumento

creciente a edades más avanzadas en mujeres y una estabilización en hombres. Casi las dos terceras partes de los prolapso estudiados fueron idiopáticos.

REFERENCIAS

- Barlow, JB y Bosman, CK (1966) Aneurysmal protrusión of the posterior leaflet of the mitral valve. *Am Heart J* 71:166.
- Dillon, JC; Halm, CL y Chang, S. (1971) Use of echocardiography in patients with prolapsed mitral valve. *Circulation* 43:503.
- Chang, S. (1976) M-Mode Echocardiographic Techniques and Patterns Recognition. Lea & Febiger, Philadelphia.
- Higgins, CB; Reinke, RT; Gosink, BB y Leopola, GR. (1976) Significance of mitral valve prolapse in middle-age and elderly men. *Am Heart J* 91: 292.
- Markiewicz, Stoner, J; London, E; Hunt, SA y Popp, RL. (1976) Mitral valve prolapse in one hundred presumably healthy young females. *Circulation* 53:464.
- Procacci, PM; Savran, SV; Schreiter, SL y Bryson, AL. (1976) Prevalence of clinical mitral valve prolapse in 1,169 young women. *New Engl J Med* 294:1086.

ENDOCARDITIS INFECCIOSA: ECOCARDIOGRAFIA Y TRATAMIENTO

H BRIK, DM.

Servicio de Cardiología, Hospital Universitario de Caracas, Caracas, Venezuela

RESUMEN

Se analizan los resultados del tratamiento médico y quirúrgico de 25 pacientes con endocarditis bacteriana del Hospital Universitario de Caracas, durante los años 1976-1979. Conjuntamente, se observan los beneficios de la exploración ecocardiográfica, su distribución valvular y la presencia o ausencia de insuficiencia cardíaca. La cirugía mejoró la sobrevida en los pacientes con vegetaciones valvulares e insuficiencia cardíaca global moderada a severa. Se concluye que: 1) el reemplazo valvular puede efectuarse satisfactoriamente en endocarditis activas, aún con hemocultivos positivos; 2) el estatus hemodinámico del paciente sigue siendo el factor determinante en el reemplazo valvular mitral; 3) en presencia de vegetaciones aórticas, debe efectuarse el reemplazo valvular, sin importar el estado hemodinámico del paciente.

Palabras claves: ecocardiografía, endocarditis bacteriana, vegetaciones, válvula mitral, válvula aórtica, hemocultivo.

Infective endocarditis: echocardiography and treatment.

SUMMARY

Medical and surgical procedures in 25 bacterial endocarditis cases from the Hospital Universitario de Caracas, between 1976-1979, were analyzed. Their respective echocardiographic scans, valvular distribution and the absence or presence of cardiac insufficiency were also estimated. Surgical procedures increased the survival in patients with valve vegetations and moderate-severe cardiac insufficiency. It is concluded that: 1) valvular replacement must be satisfactorily done in active endocarditis, even in presence of positive haemocultures; 2) for mitral valve replacement, the patient haemodynamic status is the main factor to consider; 3) in presence of aortic valve vegetations, valvular replacement must be done, even without considering the patient haemodynamic status.

Key words: echocardiography, bacterial endocarditis, vegetations, mitral valve, aortic valve, haemoculture.

INTRODUCCION

El tratamiento efectivo con antibióticos ha influenciado favorablemente la historia natural de la endocarditis infecciosa. Esta enfermedad fue una vez universalmente fatal. Actualmente, los porcentajes de sobrevida han sido mayores al 50% (Lerner et al., 1966). Con el advenimiento de la cirugía cardiovascular y el reemplazo valvular para el

tratamiento de esta enfermedad, se ha avanzado y mejorado notablemente la sobrevida. A pesar de estas medidas, la mortalidad de los pacientes tratados médica y quirúrgicamente sigue manteniéndose en aproximadamente un 30% (Parrot et al., 1976; Jung et al., 1975).

Hemos analizado los datos obtenidos en pacientes tratados por endocarditis bacteriana activa en el Hospital Universitario de Caracas en forma consecutiva durante los años 1976-1979, con la finalidad de poder delinear aquellos factores relacionados con su continua mortalidad. Por lo tanto, podemos recomendar un tratamiento y un manejo apropiado para dichos pacientes.

Unidad Clínica Esmeralda
Av. Los Próceres, San Bernardino
Caracas - Venezuela
Recibido para publicación: 04-02-83

MATERIAL Y METODOS

La endocarditis bacteriana activa fue tratada en 25 pacientes del Hospital Universitario de Caracas entre noviembre de 1976 a junio de 1979. Se excluyeron de este estudio los pacientes que tuvieron una enfermedad inactiva controlada y fueron hospitalizados por un reemplazo valvular electivo, así como los pacientes con prótesis valvulares y enfermedades infecciosas en cardiopatías congénitas. La endocarditis infecciosa activa se presentó en 25 pacientes, de los cuales 15 fueron tratados quirúrgicamente y 10 fueron tratados médicamente (Tabla 1).

La distribución valvular correspondió a 15 pacientes con lesiones aórticas, 8 pacientes con lesiones mitrales y 2 pacientes con lesiones tanto mitrales como aórticas. No hubo lesión a nivel de la válvula tricúspide.

La distribución clínica de estos 25 pacientes correspondió a 15 hombres y 10 mujeres; la edad promedio en el hombre fue de 32 años y en la mujer de 43 años, con un rango en los hombres de 15-50 y en las mujeres de 9-77 años. 15 con enfermedad reumática y 10 con afecciones cardíacas congénitas (prolapso mitral y/o aorta bicúspide).

Hubo fiebre en 15 pacientes de los cuales fallecieron 4, embolismo en 8 pacientes de los cuales fallecieron 4, esplenomegalia en 2 pacientes de los cuales ninguno falleció, petequias en 2 pacientes de los cuales ninguno falleció y latex positivo en 6 pacien-

tes de los cuales 2 fallecieron. La insuficiencia aórtica se clasificó como ausente o ligera, moderada o severa. La insuficiencia cardíaca ligera se caracterizó por taquicardia y disnea ligera o moderada que respondió bien al tratamiento. La insuficiencia cardíaca moderada (New York Heart Association (NYHA) Clase II y III) se caracterizó por signos de hipertensión venosa pulmonar y retención de líquidos, con o sin ritmo de galope, que respondió a la administración de digitálicos y diuréticos. La insuficiencia cardíaca severa (NYHA Clase IV) se caracterizó por hallazgos similares, pero no respondió a la administración de digitálicos y/o diuréticos.

Para eliminar cambios menores en los electrocardiogramas vistos con la administración de digital, el bloqueo A-V fue considerado sólo si existía en un segundo grado o un bloqueo aurículo-ventricular completo. La arritmia ventricular severa fue definida como taquicardia ventricular y fibrilación ventricular. La frase "bajo gasto cardíaco" fue utilizada para describir un síndrome de hipertensión con ausencia de pulsos y oliguria.

El embolismo periférico se diagnosticó por la pérdida brusca de un pulso, isquemia súbita o gangrena en cualquier parte del cuerpo. El embolismo coronario se sospechó por la presencia de arritmias ventriculares severas y fue confirmado cuando infarto y necrosis importante fue detectada en el electrocardiograma, como la presencia de ondas Q, cambios del segmento ST, cambio

TABLA N° 1

	N°	Edad Prom.	Rango
Hombres	15	32 años	15-50 años
Mujeres	10	43 "	9-77 "
Mortalidad global	9/25 = 36%		
Mortalidad hombres	6/25 = 24%		
Mortalidad mujeres	3/25 = 12%		
	Fallecidos	No fallecidos	
Fiebre	4/25	11/25	
Embolismo	4/25	4/25	
Espenomegalia	0/25	2/25	
Petequias	0/25	2/25	
Latex (+)	2/25	4/25	
Endocarditis valvulares:			
Aórtica		15	
Mitrál		8	
Reumática		15	
Congénita		10	
(Prolapso Mitrál y/o aórtica bicúspide)			

en la presencia de las enzimas (especialmente las transaminasas) o cuando los embolismos fueron vistos en la autopsia. El embolismo renal fue sospechado cuando existía hematuria y se confirmó, en la mayor parte de los pacientes, con la angiografía o la urografía de eliminación. El embolismo cerebral fue diagnosticado cuando ocurrieron deterioros súbitos neurológicos en los pacientes.

El tratamiento no quirúrgico en los pacientes con endocarditis infecciosa, consistió en el tratamiento específico con antibióticos, el uso digitalico y diuréticos, si se desarrolla insuficiencia cardíaca y métodos de soporte en general. Las arritmias ventriculares severas fueron tratadas con Lidocaina y Procainamida o Cardioversión.

El desarrollo de una insuficiencia cardíaca moderada o un embolismo mayor, sin importar el estado hemodinámico del paciente, requirió generalmente un tratamiento quirúrgico. Las operaciones realizadas en pacientes con insuficiencia cardíaca moderada fueron llamadas electivos (el día más conveniente de la operación). La mayoría de estos pacientes tenían evidencia de agravamiento o empeoramiento de su insuficiencia cardíaca o tenían arritmias severas. Las operaciones de emergencia (inmediata) fueron realizadas en pacientes con insuficiencia cardíaca severa y bajo gasto cardíaco. Los pacientes que requirieron emergencia operatoria, generalmente se caracterizaron por agravamiento de su insuficiencia cardíaca. Ningún paciente fue tratado quirúrgicamente

por la presencia de un organismo microbiano resistente.

Todos los pacientes recibieron terapia antimicrobiana que osciló entre 1 a 7 semanas, con un promedio de 3 semanas. La mayoría de los pacientes fueron digitalizados y algunos tuvieron anticoagulación preparatoria. La antibioterapia se continuó en el período postoperatorio de 4-6 semanas.

Las cifras de mortalidad se refieren a la muerte del paciente en el Hospital, subsiguiente a la operación o a los 30 días después de haberse iniciado el tratamiento.

El diagnóstico ecocardiográfico de vegetaciones requirió la presencia de una masa ecodensa, con ecos irregulares adherentes a la válvula sin impedir su movimiento. Se utilizaron equipos Picker o Ekoline 20A, acoplado a un proyector de papel Picker o Ekoline, con un transductor de 2,25 MHz, enfocado a 7,5 cm, utilizándose el modo M y bidimensional (Fig 1-6).

Los hemocultivos se consideraron negativos cuando en dos hemocultivos sucesivos no hubo crecimiento bacteriano, junto al criterio médico y los demás hallazgos clínicos y ecocardiográficos.

Los datos obtenidos fueron determinados a nivel del Departamento de Archivo del Hospital Universitario de Caracas. El seguimiento fue obtenido prácticamente en un 90% de los pacientes. El análisis comparativo fue realizado sin tabulación estadística debido al número limitado de pacientes.

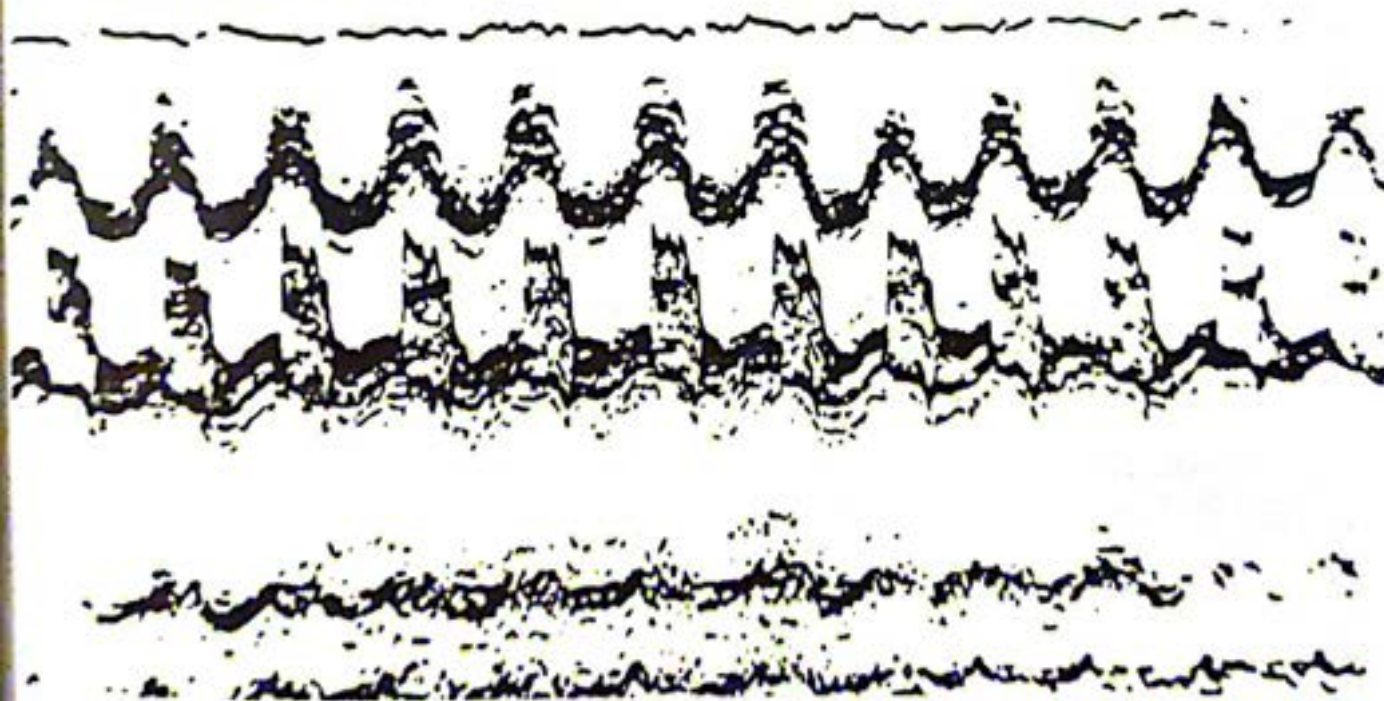


Fig. N° 1. Ecocardiograma modo M, de la raíz aórtica, demostrando vegetaciones en una válvula bicúspide.

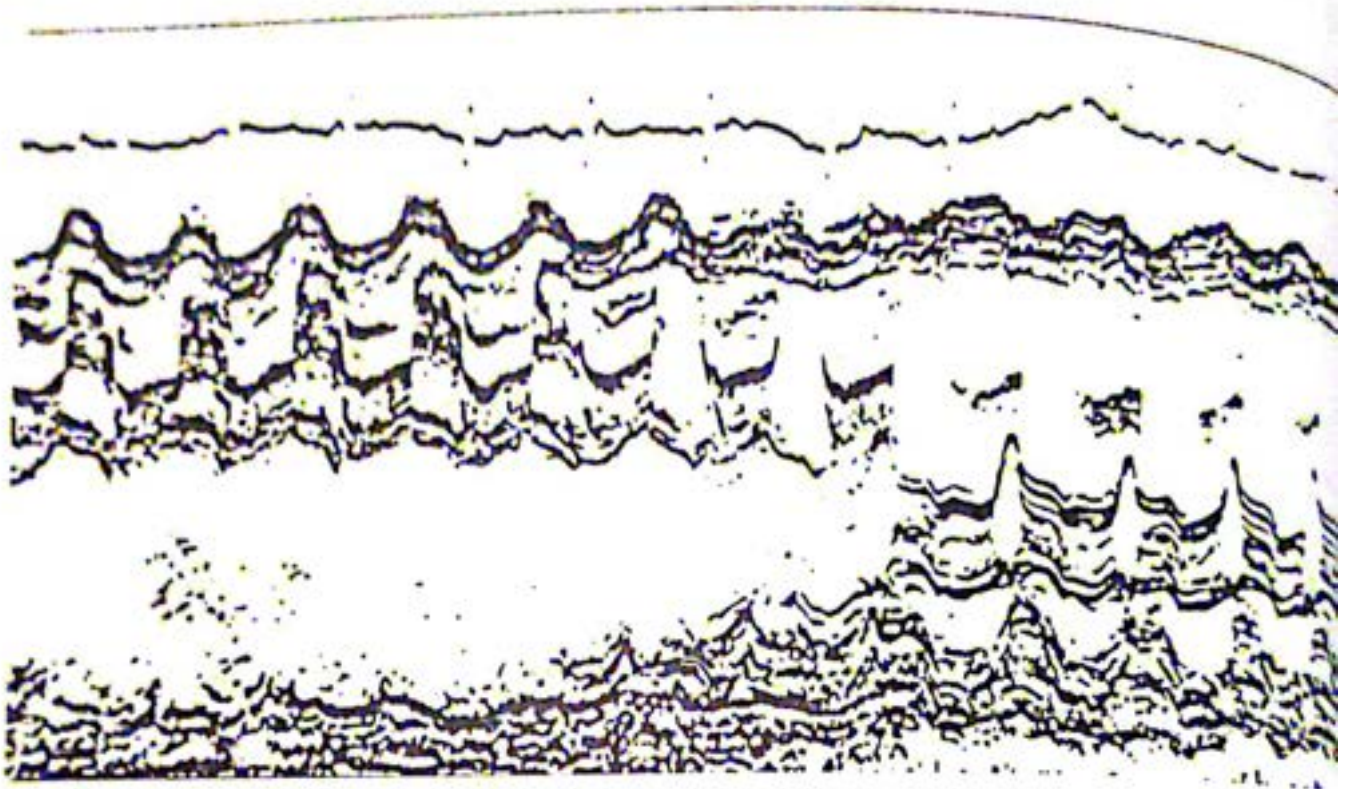


Fig. N° 2. Ecocardiograma modo M. Demostrando la proyección de las vegetaciones en el tracto de salida del ventrículo izquierdo.

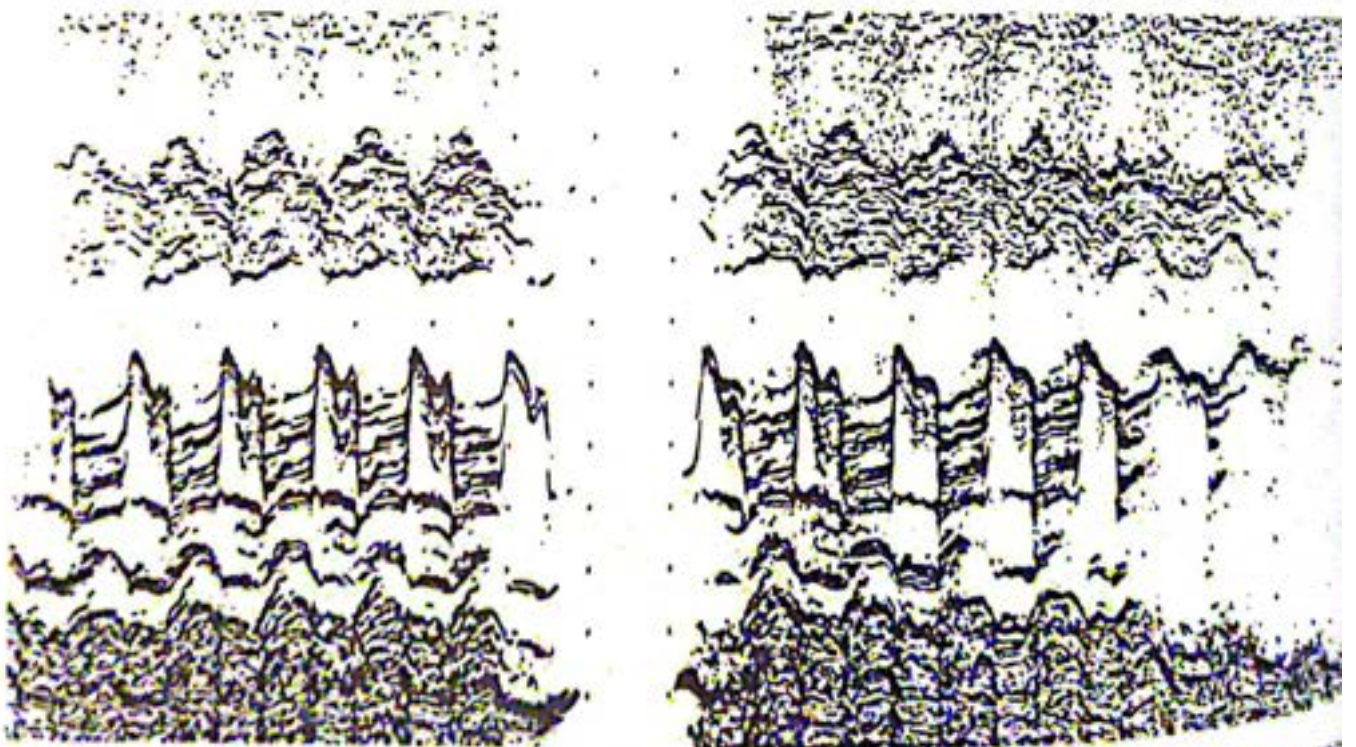


Fig. N° 3. Ecocardiograma modo M. Demostrando vegetaciones en la válvula anterior de la Mitral.

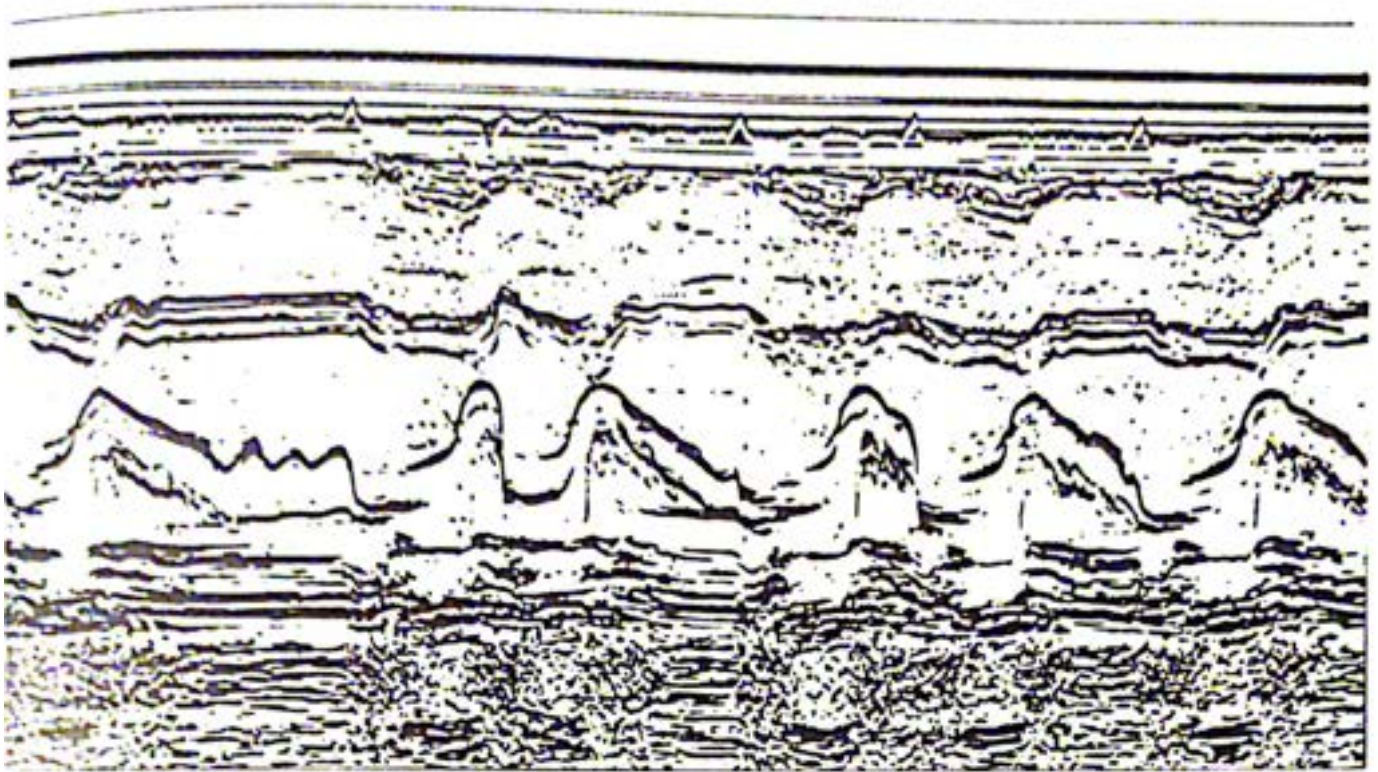


Fig. N° 4. Ecocardiograma modo M. Demostrando vegetaciones en la válvula posterior de la Mitral.

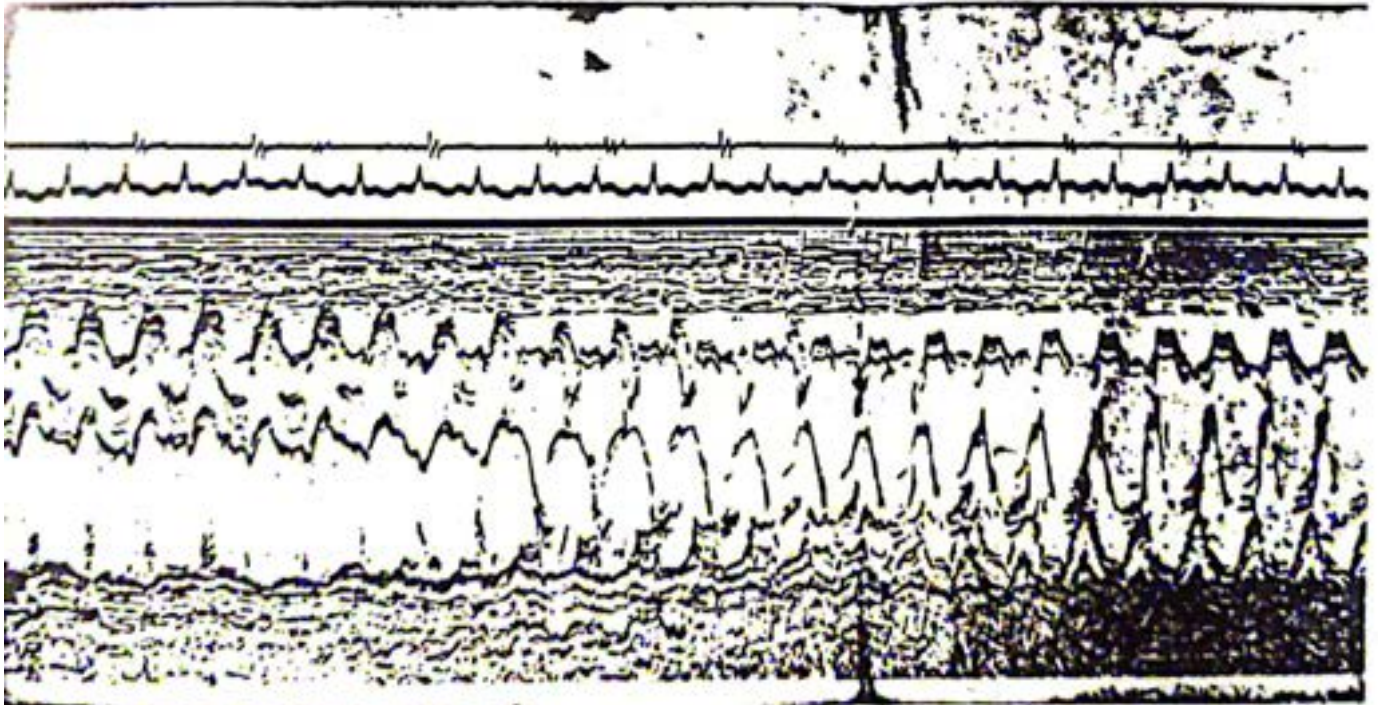


Fig. N° 5. Ecocardiograma modo M. Demostrando vegetaciones tanto en la válvula Aórtica como Mitral.

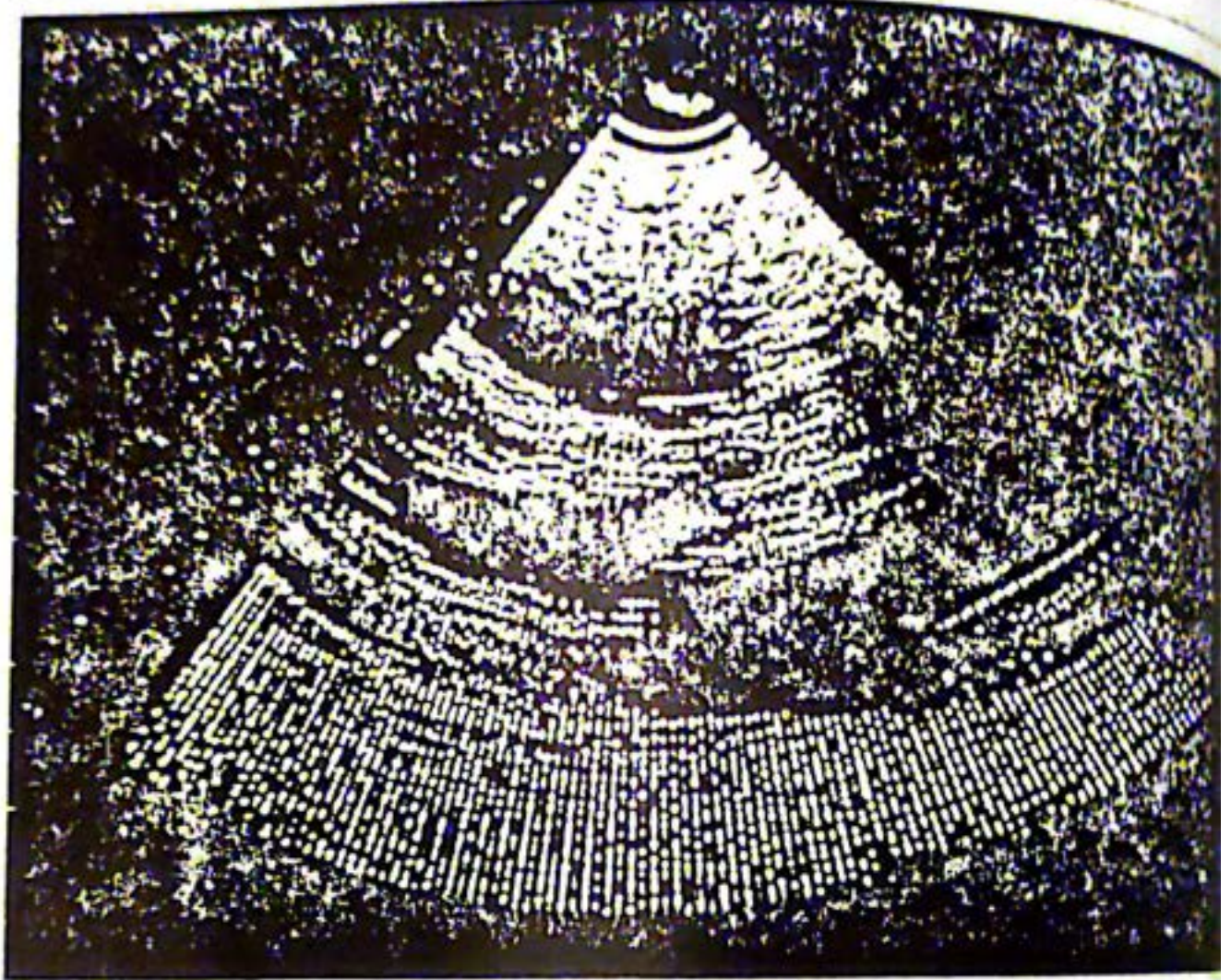


Fig N° 6. Ecocardiograma bidimensional demostrando vegetaciones en la válvula aórtica. Corte longitudinal.

RESULTADOS

En el estudio comparativo entre los resultados quirúrgicos y no quirúrgicos de la endocarditis, con los hallazgos ecocardiográficos, la mortalidad fue del 36%; siendo la mortalidad operatoria como la no operatoria, en los pacientes con o sin vegetaciones, prácticamente similar (33-40%). Es importante destacar que en los pacientes sin vegetaciones tratados quirúrgicamente la mortalidad fue del 0%, mientras que en los no operados fue del 20%; así también, la mortalidad global fue mayor con vegetaciones (53%) que sin ellas (10%). Las vegetaciones se observaron con mayor frecuencia en la válvula aórtica (60%). La mortalidad con tratamiento médico de las vegetaciones aórticas fue del 100%, mientras que en los tratados quirúrgicamente la mortalidad se redujo al 50% (Cuadros 1-4).

En el estudio comparativo entre los resultados quirúrgicos y no quirúrgicos, con insuficiencia cardíaca global, se observa que la mortalidad total de los pacientes con insuficiencia cardíaca grado I y II fue del 9%, mientras que la mortalidad subió a un 57,1% en aquellos pacientes con insuficiencia cardíaca grado III y IV. Si comparamos estos datos con la presencia o no de vegetaciones, el grado de insuficiencia cardíaca grado I y II con o sin vegetaciones, la mortalidad global fue del 0%. En los pacientes con vegetaciones e insuficiencia cardíaca grado III y IV la mortalidad fue del 55% y sin vegetaciones fue del 0%. En los no operados, la mortalidad fue prácticamente del 100% en los pacientes con o sin vegetaciones y con insuficiencia cardíaca III y IV.

La frecuencia quirúrgica fue mayor en los pacientes con insuficiencia cardíaca III y IV con vegetaciones. También aquí la mortalidad

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS DE LA ENDOCARDITIS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS

Cuadro N° 1

	Operados			No operados			Total oper. y no Oper.		
	N° Pt.	N°	Mortalidad %	N° Pt.	N°	Mortalidad %	N° Pt.	N°	Mortalidad %
Hallazgos Ecocardiográficos									
Con vegetaciones	10	5	50%	5	3	60%	15	8	53%
Sin vegetaciones	5	—	—	5	1	20%	10	1	10%
TOTAL	15	5	33,3%	10	4	40%	25	9	36%

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA FRECUENCIA QUIRURGICA Y NO QUIRURGICA DE LA ENDOCARDITIS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS

Cuadro N° 2

	Operados		No operados		Total oper. y no oper.	
	N°	%	N°	%	N°	%
Hallazgos Ecocardiográficos						
Con vegetaciones	10	66,6%	5	33,3%	15	100%
Sin vegetaciones	5	50 %	5	50 %	10	100%
TOTAL	15	60 %	10	40 %	25	100%

ESTUDIO COMPARATIVO DE LA DISTRIBUCION VALVULAR DE LA ENDOCARDITIS DE ACUERDO A LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS

Cuadro N° 3

	Aórtico		Mitral		Aórtico + Mitral		TOTAL	
	N°	%	N°	%	N°	%	N°	%
Hallazgos Ecocardiográficos								
Con vegetaciones	9	60%	4	26,6%	2	13,3%	15	100%
Sin vegetaciones	6	60%	4	40 %	—	—	10	100%
TOTAL	15	60%	8	32 %	2	8 %	25	100%

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS DE LA ENDOCARDITIS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS DE ACUERDO A LA DISTRIBUCION VALVULAR

Cuadro N° 4

	Operados									No operados									Total operados y no operados								
	Aórtico			Mitral			Aórt. + M.			Aórtico			Mitral			Aórt. + M.			Aórtico			Mitral			Aórt. + Mitral		
	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%	N°	Mort.	%
Hallazgos Ecocardiográficos																											
Con vegetaciones	8	3	50	2	1	50	2	1	50	3	3	100	2	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Sin vegetaciones	4	—	—	1	—	—	—	—	—	2	—	—	1	33,3	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
TOTAL	12	3	50	3	1	22,2	2	1	50	5	3	60	3	1	20%	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	

quirúrgica fue menor que la no quirúrgica para la válvula aórtica (Cuadros 5-7).

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS Y LA PRESENCIA DE INSUFICIENCIA CARDIACA GLOBAL (I. C. G.)

Cuadro N° 5

Hallazgos Ecocardiográficos	Operados I. C. G.						No operados I. C. G.						Total (op. y no operados) I. C. G.					
	I - II		Mort.		III - IV		I - II		Mort.		III - IV		I - II		Mort.		III - IV	
	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.
Con vegetaciones	1	—	—	9	5	55.5	3	1	33.3	2	2	100	4	1	25	11	1	9.1
En vegetaciones	2	—	—	2	—	—	4	—	—	1	1	100	7	—	—	3	1	33.3
TOTAL	4	—	—	11	5	45.4	7	1	14.2	3	3	100	11	1	9%	14	1	7.1

* I. C. G. Clasificación de acuerdo a la New York Heart Classification

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LA FRECUENCIA QUIRURGICA Y NO QUIRURGICA CUANDO SE ASOCIAN LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS CON LA PRESENCIA DE INSUFICIENCIA CARDIACA (I. C. G.) *

Cuadro N° 6

Hallazgos Ecocardiográficos y clínicos	Operados			No operados		
	N°	Pt.	Mortalidad %	N°	Pt.	Mortalidad %
Con vegetaciones	10	5	50%	5	3	60%
Con vegetaciones + I-II	1	—	—	3	1	33.3%
Con vegetaciones + III-IV	9	5	55%	2	2	100%
Sin vegetaciones	5	1	20%	5	—	—
Sin vegetaciones + I-II	3	—	—	4	—	—
Sin vegetaciones + III-IV	2	1	50%	1	1	100%

* I. C. G.: Clasificación de acuerdo a la New York Heart classification.

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS DE ACUERDO A LA DISTRIBUCION VALVULAR ENTRE LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS E INSUFICIENCIA CARDIACA GLOBAL (I. C. G.) *

Cuadro N° 7

Insuficiencia Cardiaca Global (I. C. G.)

Distribución valvular según los hallazgos ecocardiográficos	Operados I - II						Operados III - IV						Operados I - IV						Total (op. y no operados) I - II					
	N°		Mort.		No ope.		N°		Mort.		No ope.		N°		Mort.		N°		Mort.		N°		Mort.	
	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	N°	Pt.	
Con vegetaciones	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
Aórtica	1	—	—	1	1	100	5	3	60	2	2	100	6	3	50	3	3	100	2	1	50	2	100	
Mitral	—	—	—	2	—	—	2	1	50	—	—	—	2	1	50	2	—	—	3	1	33.3	2	100	
Aórtica + Mitral	—	—	—	—	—	—	2	1	50	—	—	—	2	1	50	—	—	—	—	—	—	—	—	
Sin vegetaciones	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
Aórtica	2	—	—	1	—	—	1	—	—	—	—	—	4	—	—	2	—	—	4	—	—	2	50	
Mitral	—	—	—	2	—	—	1	—	—	—	—	—	1	—	—	3	1	33.3	2	—	—	—	—	
Aórtica + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	
TOTAL	4	—	—	6	1	16.6	11	5	45.4	4	3	75	18	5	27.7	10	4	40%	12	2	16.6	12	10	

* I. C. G. Clasificación de acuerdo a la New York Heart classification.

Si analizamos los parámetros ecocardiográficos y los hemocultivos en relación a los resultados quirúrgicos y no quirúrgicos, observamos que la mortalidad global de los pacientes con hemocultivo positivo, con o sin vegetaciones, fue del 0%. La mortalidad global del 60% se relaciona exclusivamente con aquellos pacientes con hemocultivos negativos. En los pacientes con vegetaciones, la mortalidad global fue del 71,4%-75%. Es interesante notar que la mortalidad operatoria con hemocultivo negativo, sin vegetaciones, fue del 0%; mientras que llegó al 100% en aquellos pacientes sin vegetaciones, no operados y con hemocultivos negativos (Cuadro 8).

Si comparamos los parámetros utilizados anteriormente, observamos que la mortalidad global fue mayor en aquellos pacientes con insuficiencia cardíaca grado III-IV, hemocultivos negativos y vegetaciones (77,7%). La mortalidad de un 100% en aquellos pacientes no operados y con las características señaladas, se redujo a 71,4% en los pacientes operados con las mismas características (Cuadro 9)

Cuando analizamos comparativamente todos estos parámetros, los resultados quirúrgicos y no quirúrgicos, de acuerdo a su localización valvular, podría especularse que en los pacientes no operados con lesión valvular aórtica la mortalidad es del 100%, sin

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS Y LOS HEMOCULTIVOS

Cuadro N° 8

	OPERADOS				NO OPERADOS				TOTAL (Op. y no op.)							
	Hemocultivo +		Hemocultivo -		Hemocultivo +		Hemocultivo -		Hemocultivo +		Hemocultivo -					
	N°	Pt. Mortalidad %	N°	Pt. Mortalidad %	N°	Pt. Mortalidad %	N°	Pt. Mortalidad %	N°	Pt. Mortalidad %	N°	Pt. Mortalidad %				
Hallazgos Ecocardiográficos																
Con vegetaciones	3	—	7	5	71,4	—	—	—	5	3	75	3	—	12	8	66,6
Sin vegetaciones	3	—	2	—	—	4	—	—	1	1	100	7	—	3	1	33,3
TOTAL	6	—	9	5	55,5	4	—	—	6	4	66,6	10	—	15	9	60%

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS CON LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS, EL HEMOCULTIVO Y LA PRESENCIA DE INSUFICIENCIA CARDIACA GLOBAL (según la New York Heart Classification)

Cuadro N° 9

OPERADOS

	Hemocultivo +						Hemocultivo -					
	I — II		III — IV		I — II		III — IV		I — II		III — IV	
	N°	Mort. %	N°	Mort. %	N°	Mort. %	N°	Mort. %	N°	Mort. %	N°	Mort. %

Hallazgos Ecocardiográficos
Con vegetaciones
Sin vegetaciones
TOTAL

Con vegetaciones	1	—	2	—	—	—	—	—	7	5	71,4
Sin vegetaciones	3	—	—	—	—	—	—	—	2	—	—
TOTAL	4	—	2	—	—	—	—	9	5	55,5	

NO OPERADOS

Con vegetaciones
Sin vegetaciones
TOTAL

Con vegetaciones	—	—	—	—	3	1	33,3	2	2	100
Sin vegetaciones	4	—	—	—	—	—	—	1	1	100
TOTAL	4	—	—	—	3	1	33,3	3	3	100

TOTAL (OPERADOS Y NO OPERADOS)

Con vegetaciones
Sin vegetaciones
TOTAL

Con vegetaciones	1	—	2	—	3	1	33,3	9	7	77,7
Sin vegetaciones	7	—	—	—	—	—	—	3	1	33,3
TOTAL	8	—	2	—	3	1	33,3	12	8	66,6

importar el estado hemodinámico, especialmente si hay vegetaciones y el hemocultivo es negativo. La presencia de vegetaciones en la válvula mitral en pacientes con insuficiencia cardíaca leve a moderada y con hemocultivos negativos, pareciera responder mejor al tratamiento médico que si la lesión es aórtica (Cuadro 10).

Debido a su deterioro, todos los pacientes con doble lesión valvular (aórtica y mitral) fueron intervenidos quirúrgicamente. La mortalidad operatoria fue del 50%. Las complicaciones postoperatorias se observaron en me-

nos del 25% de los casos. El bajo gasto cardíaco y la insuficiencia valvular fueron las primeras causas de muerte inmediata postoperatorias. Dos pacientes requirieron reoperación temprana por dehiscencia valvular, uno de ellos con hemocultivo positivo. De los 10 pacientes con hemocultivo positivo en 6 pacientes se detectó el streptococcus viridans (3 con vegetaciones y 3 sin vegetaciones), en 2 pacientes el stafilococcus aureus y en 2 pacientes el stafilococcus agulasa negativo, todos ellos sin vegetaciones (Cuadro 11).

ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LOS RESULTADOS QUIRURGICOS Y NO QUIRURGICOS DE ACUERDO A LA DISTRIBUCION VALVULAR, ENTRE LOS HALLAZGOS ECOCARDIOGRAFICOS, INSUFICIENCIA CARDIACA GLOBAL. I. C. G. (de acuerdo a la New York Heart Classification.)

Cuadro N° 10

OPERADOS

Hallazgos Ecocardiográficos	Hemocultivo +						Hemocultivo -					
	I - II		III - IV		I - II		III - IV		I - II		III - IV	
Con vegetaciones	N° Pt.	Mort. %	N° Pt.	Mort. %	N° Pt.	Mort. %	N° Pt.	Mort. %	N° Pt.	Mort. %	N° Pt.	Mort. %
Aórtico	1	—	—	1	—	—	—	—	4	3	75	—
Mitral	—	—	—	1	—	—	—	—	1	1	100	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	2	1	50	—
Sin vegetaciones												
Aórtico	3	—	—	—	—	—	—	—	1	—	—	—
Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	1	—	—	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
TOTAL	4	—	—	2	—	—	—	—	9	5	55.5	—

NO OPERADOS

Aórtico	—	—	—	—	—	—	—	—	2	2	100	—
Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	1	1	100	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	2	—	—	—
Aórtico	1	—	—	1	—	—	—	—	—	—	—	—
Mitral	2	—	—	—	—	—	—	—	1	1	100	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
TOTAL	3	—	—	1	—	—	—	—	3	3	100	—

TOTAL OPERADOS Y NO OPERADOS

Aórtico	1	—	—	1	—	—	—	—	6	5	83.3	—
Mitral	—	—	—	1	—	—	—	—	1	1	100	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	1	—	—	—	—	2	1	50	—
Aórtico	4	—	—	—	—	—	—	—	2	0	0	—
Mitral	—	—	—	1	—	—	—	—	1	1	100	—
Aórtico + Mitral	—	—	—	—	—	—	—	—	2	—	—	—
TOTAL	7	—	—	3	—	—	—	—	12	5	41.6	—

DISTRIBUCION CLINICA DE 25 PACIENTES CON ENDOCARDITIS

Cuadro N° 11

Organismo	ENDOCARDITIS Con vegetaciones	HEMOCULTIVOS + Sin vegetaciones
Streptococcus Viridans	3	3
Stafilococcus Aureus	—	2
Stafilococcus Coagulasa (—)	—	2
Total de pacientes con hemocultivo +		10

DISCUSION

El estado hemodinámico claramente representa el factor determinante y más importante en la sobrevida de los pacientes con endocarditis bacteriana. Griffin et al. y otros autores han reportado una mortalidad, de hasta un 85%, en pacientes con insuficiencia cardíaca ligera a moderada tratados médicamente. De hecho, la mortalidad reportada postratamiento médico en pacientes con insuficiencia cardíaca y aórtica fue mayor del 60% (Griffin et al., 1972). Es solamente en aquellos grupos de pacientes sin insuficiencia cardíaca, en los cuales el tratamiento médico se aproxima a los resultados de los pacientes tratados quirúrgicamente por reemplazo electivo valvular.

En nuestros pacientes sin insuficiencia cardíaca, o con insuficiencia cardíaca ligera, la mortalidad no operatoria fue del 14%, comparado con la mortalidad operatoria del 0%.

La mortalidad quirúrgica en pacientes con endocarditis bacteriana y con reemplazo valvular, tanto aórtico como mitral, tampoco fue muy diferente a la de otras operaciones con reemplazo valvular aórtico o mitral en otras enfermedades adquiridas (Allan et al., 1974; Karp et al., 1974 y Richardson et al., 1978).

Los estudios ecocardiográficos realizados demostraron ser un método sensitivo en la detección de vegetaciones. El curso clínico de los pacientes con vegetaciones fue bastante diferente al de aquellos que no presentaron vegetaciones al estudio ecocardiográfico. Gran parte de los pacientes con vegetaciones requirieron intervención quirúrgica y la mayoría de ellos tuvieron una serie de complicaciones clínicas que fluctuaron desde la destrucción valvular con insuficiencia cardíaca, hasta embolismos periféricos.

Las vegetaciones, una vez detectadas por ecocardiografía no desaparecieron con terapia médica solamente. En algunos pacientes, inclusive, su progresión requirió la intervención quirúrgica debido a la destrucción valvular y aún en presencia de una terapia antimicrobiana adecuada. En 2 pacientes no hubo sospecha de endocarditis sino hasta que las vegetaciones fueron visualizadas por ecocardiografía. La ecocardiografía demostró ser un método rápido en la detección de vegetaciones, especialmente si éstas sobrepasan los 2 mm en diámetro. También la ecocardiografía fue de valor en aquellos pacientes en los cuales no se visualizaron vegetaciones, pero sí lesiones valvulares que hacían sospechar una predisposición a la endocarditis. La sensibilidad ecocardiográfica para la detección de vegetaciones fue mayor del 90%. Esta última cifra difiere de la reportada por otros autores (Wann et al., 1976), quizás debido a la tardanza en el diagnóstico clínico.

La presencia y tipo de microorganismo parece ser también importante en la sobrevida, de acuerdo a nuestros datos y a los reportados por otros autores (Danielson et al., 1974; Stinson et al., 1976). La endocarditis por stafilococcus está asociada a una mortalidad mayor del 35%, sobre todo en aquellos pacientes no tratados quirúrgicamente.

La presencia de embolismos cerebrales y coronarios determinó una mortalidad del 30-70%, siendo influenciada favorablemente por el tratamiento quirúrgico. Es evidente, por lo tanto, que el pronóstico clínico y la decisión terapéutica está basada en la combinación de los parámetros utilizados: presencia de vegetaciones, grado de insuficiencia cardíaca, hemocultivo y tipo de válvula involucrada. Ponderar, en forma aislada y/o combinada, con cada uno de ellos sería el tratamiento más lógico y la forma más efectiva para seguir un tratamiento claro, científico y organizado.

Se puede concluir que:

1. El reemplazo valvular puede ser realizado satisfactoriamente en pacientes con endocarditis activa, es decir, con hemocultivos positivos (aún en el preoperatorio). Quizás su presencia sea un factor de buen pronóstico en dichos pacientes.

2. El estado hemodinámico del paciente debe ser, y seguirá siendo, el factor determinante en el reemplazo valvular, en lugar de la actividad de la infección y el tiempo de terapia antimicrobiana (especialmente en relación con la válvula mitral con o sin vegetaciones).

3. En presencia de vegetaciones, el reemplazo valvular aórtico debe ser realizado, sin importar el estado hemodinámico del paciente y, más aún, cuando la sospecha de defervescencia de la infección nos da "una falsa sensación de mejoría".

REFERENCIAS

Allan, WB; Karp, RB y Kouchoukos, NT (1974) Mitral valve replacement. Arch Surg 109:642.

Danielson, GK; Titus, JL y DuShane, JW (1974) Successful treatment of aortic valve endocarditis and aortic ulcers by insertion of prosthetic valve in ascending aorta and placement of bypass grafts to coronary arteries. J Thorac Cardiovasc Surg 67:443.

Griffin, FM; Jones, G y Cobbs, CG (1972) Aortic insufficiency in bacterial endocarditis. Ann Intern Med 76:23.

Jung, JY; Sals, SB y Almond, CH (1975) The case of early surgical treatment of left-sided primary infective endocarditis. a cumulative review. J Thorac Cardiovasc Surg 70:509.

Karp, RB; Kirklin, JW; Kouchoukos, NT y Pacifico, AZ (1974) Comparison of three devices to replace the aortic valve. Circulation 50 (Suppl II): II-163.

Lerner, PI y Weinstein, L (1966) Infective endocarditis in the antibiotic era. N Engl J Med 274:109.

Mills, J; Utley, J y Abbot, J (1974) Heart failure in infective endocarditis: Predisposing factors, course, and treatment. Chest 66:151.

Parrot, JC; Hill, DJ; Keith WJ y Gerbode, F (1970) The surgical management of bacterial endocarditis. a review. Ann Surg 183:289.

Richardson, JV; Karprb; Kirklin, JW; Sismukesee (1972) Treatment of infective endocarditis: A 10 years analysis. Circulation 58:589.

Stinson, EB; Griep, RB; Vostl, K; Copeland, JG y Shumway, BE (1976) operative treatment of active endocarditis. J Thorac Cardiovasc Surg 71:659.

Wann, LS; Dillon, JC; Weyman, AE y Feigenbaum, H (1976) Echocardiography in bacterial endocarditis. N Engl J Med 295:135.

EVALUACION ULTRASONOGRAFICA DEL RETINOBLASTOMA

DRA. YANNINA BRITTO DE MENDOZA

*Instructor de la Cátedra de Oftalmología de Escuela de Medicina Razetti, Universidad Central de Venezuela. Jefe de la Sección de Ultrasonografía Ocular, Servicio de Oftalmología, Hospital Universitario de Caracas, VENEZUELA.

RESUMEN

Se presentan los hallazgos del estudio ultrasonográfico de 36 pacientes con retinoblastoma comprobado mediante estudio anatómopatológico. La Ultrasonografía demostró ser un método muy útil, ya que el tumor produce un patrón considerado patognomónico, y permite seguir el curso de la enfermedad en caso de tratamiento con radioterapia y establecer el diagnóstico diferencial con otras patologías.

Palabras claves: Ultrasonido, Retinoblastoma.

SUMMARY

ULTRASONOGRAPHIC EVALUATION OF RETINOBLASTOMA

We studied 36 patients with retinoblastoma. Echography was very helpful in confirming the diagnosis of retinoblastoma by producing pathognomonic patterns, in following the course of the tumor during radiotherapy and in ruling out retinoblastoma in cases of leukokoria.

Key words: Ultrasound, Retinoblastoma.

El retinoblastoma es el tumor maligno intraocular más frecuente en niños (Reese, 1963). Se ha establecido que el éxito del tratamiento depende del diagnóstico precoz y apropiado.

En muchos casos la existencia de medios opacos, desprendimiento de retina o he-

morragias pueden dificultar el diagnóstico de este tipo de tumores y hacerlo oftalmoscópicamente imposible, y aún en el caso de córneas claras se han reportado errores diagnósticos de hasta 14,9% (Howard, 1969; Stafford, 1969).

La Ultrasonografía viene a cumplir un rol importante en el diagnóstico de este tipo de lesiones, y aún más, cuando sabemos que de los 80 tipos de lesiones intraoculares que pueden ser diferenciados por ultrasonografía (Ossoinig, 1981), el retinoblastoma es uno de los que presenta un patrón ultrasonográfico patognomónico. Todo ello nos ha motivado a realizar el presente estudio en nuestro medio.

Santa Rosa de Lima
Calle C. Residencia Samanta 1B
Caracas, Venezuela
Recibido para publicación: 05-02-83

Material y Métodos

De 1.572 pacientes evaluados en la sección de ultrasonografía del servicio de Oftalmología del Hospital Universitario de Caracas en un período de 4 años, hicimos el diagnóstico ultrasonográfico de retinoblastoma en 36 de ellos. Las ultrasonografías se realizaron utilizando el ultrasonógrafo de contacto Bronson Turner, Ocuscan 400 y el A Scan Kretztechnik 7200 MA. Los diagnósticos fueron todos confirmados mediante estudios anatomopatológicos.

Resultados y Discusión.

Los 36 pacientes a quienes se les realizó el diagnóstico de retinoblastoma tenían edades comprendidas entre 1 mes y 10 años, estando el grupo mayoritariamente formado por pacientes menores de 2 años. Veintiún pacientes eran del sexo femenino y 15 del masculino.

El motivo de consulta más frecuente fue leucocoria, el cual agrupó a 27 de los niños estudiados, 3 fueron referidos con diagnóstico de glaucoma congénito, 2 por exotropías, 2 con diagnóstico de celulitis orbitaria y uno con endotropía.

En los 36 pacientes estudiados fueron diagnosticados 40 tumores, ya que en 4 de ellos estaban afectados los 2 ojos.

En todos los pacientes se demostró ultrasonográficamente la existencia de una masa intraocular, pudiéndose constatar mediante el B-Scan dos configuraciones diferentes: sólida y quística, tal como fue establecido por Sterns y colaboradores (1974).

La configuración sólida (figura 1) está caracterizada por una masa bien delimitada, continua con la retina, mientras que la configuración quística (ver figura 2) puede o no estar bien delimitada (usualmente no lo está), pudiendo tener espacios sólidos, interrumpi-



Fig. 1. B-Scan configuración sólida

dos por espacios vacuolados, no constatándose usualmente la continuidad con la retina.



Fig. 2. B-Scan configuración quística.

El patrón sólido puede corresponder a tumores más jóvenes, mientras que a medida que el tumor es mayor con grandes focos necróticos pareciera perder su coherencia con siembras en el vítreo, dando configuraciones quísticas. Aparentemente, los patrones quísticos estarán relacionados con formas más avanzadas de la enfermedad.

En nuestra serie de los 40 tumores estudiados, 37 presentaron un patrón sólido y 3 de tipo quístico, observándose en dos de estos exteriorización lo que probablemente confirma lo antes mencionado.

Dos criterios son fundamentales el diagnóstico ultrasonográfico de retinoblastoma: 1) alta reflectividad, 2) atenuación, bloqueo de la onda ultrasónica o "shadowing".

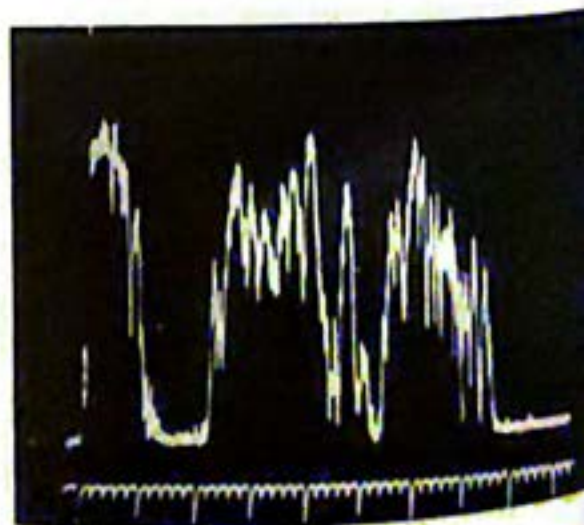


Fig. 3. A-Scan. Onda acústica atraviesa la porción central del tumor. Espigas irregulares de alta reflectividad

Alta reflectividad: aunque ésta puede no ser uniforme, está presente en alguna parte del tumor; esto es causado principalmente por los depósitos de calcio, los cuales pueden ser pequeños, pero pueden formar verdaderos bloques, contribuyendo además en menor grado, el arreglo en rosetas, la vascularización y la necrosis a crear grandes interfases. En la figura 3 observamos en el A-Scan la alta reflectividad de las espigas tumorales a sensibilidad de tejido.



Fig. 4: B-Scan retinoblastoma con grandes calcificaciones. Atenuación masiva. Desaparece el patrón orbitario.

La segunda característica, la atenuación "shadowing", es también determinada por los depósitos de calcio intratumoral. Frecuentemente podemos observar una gran masa tumoral (figura 4) y detrás de ella no se aprecian el resto de las estructuras oculares, ya que el calcio intratumoral bloquea los ecos que llegan hasta el tumor impidiendo la



Fig. 5: B-Scan. Sensibilidad 40 db persisten imágenes correspondientes al calcio intratumoral.

visualización del tejido orbitario. Si disminuimos la sensibilidad del sistema (figura 5) aún hasta 40db podemos observar que persisten las imágenes correspondientes a los acúmulos de calcio.

El fenómeno de atenuación puede ser también demostrado con el A-Scan (figura 6) donde se aprecia que luego de las espigas irregulares de gran amplitud y alta reflectividad, no se logra visualizar el patrón orbitario normal, sino espigas muy bajas resultado de la atenuación producida por el acúmulo de calcio intratumoral, lo cual se puede hacer más evidente al disminuir la sensibilidad del sistema.

En nuestro estudio reportamos calcificaciones en 33 de los 40 ojos estudiados, lo que representa el 82,5%. Este porcentaje es ligeramente menor que el reportado por

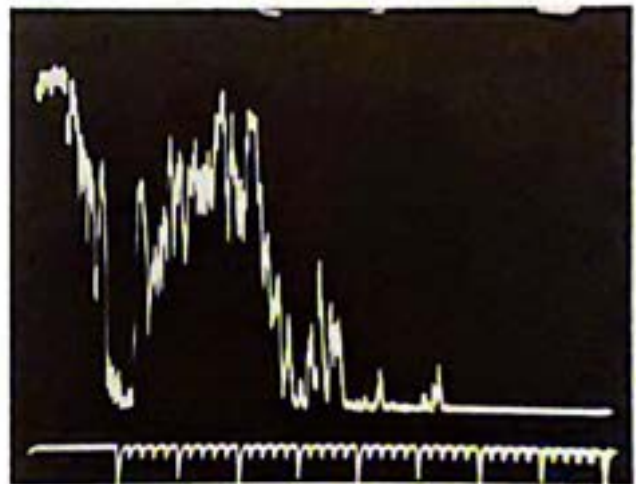


Fig. 6: A-Scan mostrando atenuación. Desaparecen espigas correspondientes a órbita.

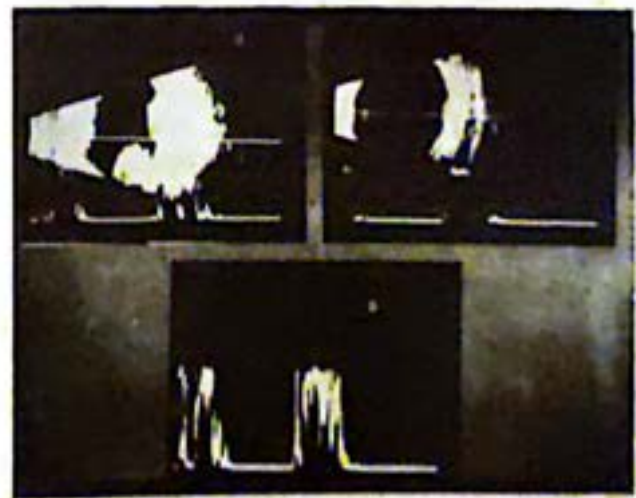


Fig. 7: Izq. arriba, USG previa: 2 masas tumorales. Der. arriba Postradioterapia, desaparece la tumoración nasal y se reduce considerablemente la masa temporal. Abajo, A-Scan postradioterapia.

otros autores (Ossoinig 1981). Los hallazgos asociados fueron desprendimiento de retina en 15 de los pacientes, exteriorización escleral en 2 e invasión del nervio óptico en 6 de ellos.

Pudimos detectar por ultrasonografía la regresión del tumor siguiendo la radioterapia (figura 7). En este caso se trataba de un retinoblastoma bilateral, enucleado el ojo derecho y en el izquierdo 2 masas tumorales. Observamos la desaparición de la masa tumoral nasal y la reducción considerable de la masa temporal, lo cual nos ayuda en el estudio y tratamiento del paciente.

Mediante la ultrasonografía pudimos establecer el diagnóstico diferencial con otras lesiones con fibroplasia retrolental, persistencia de vítreo primario hiperplástico, enfermedad de Coats y establecer el diagnóstico positivo de retinoblastoma en pacientes en tratamiento por otras afecciones, como celulitis orbitaria y endoftalmitis, referidos a nuestra institución por no responder al trata-

miento y en los cuales se hizo el diagnóstico del tumor con posterior comprobación anatómopatológica.

REFERENCIAS

1. Howards G: Erroneous clinical diagnosis of retinoblastoma and uveal melanoma. *Trans Am Assoc Ophth Otolaryngol* 73:199, 1969.
2. Ossoinig K: Echographic results in the diagnosis of retinoblastoma. *Docum Ophth Proc Series* 2:103, 1981.
3. Reese A: *Tumors of the eye*. New York. Harper and Row, 1963.
4. Stafford W, Yanoff M, Parnell B: Retinoblastoma initially misdiagnosed as primary ocular inflammation. *Arch Ophth* 82:271, 1969.
5. Stern, G, Coleman D, Ellsworth R: The ultrasonographic characteristics of retinoblastoma. *Am J Oph* 78:806, 1974.

REVISIONES DE UN TEMA

UNIFORMIDAD EN LA PRESENTACION DE LAS IMAGENES ULTRASONICAS

A. RIVAS-SANTIAGO, DM, PHD.

Sección de Ultrasonidos, Unidad de Perinatología, Servicio de Obstetricia, Hospital Clínico de Caracas, Venezuela.

RESUMEN

Se resumen las sugerencias propuestas por el AIUM y varios autores en relación a la conveniencia de uniformar la orientación e identificación de las imágenes ultrasónicas.

Palabras claves: Ultrasonidos, imagen ultrasónica, identificación ultrasónica.

Presentation and labeling of ultrasound images.

SUMMARY

AIUM and several authors' suggestions to standardize the orientation and labeling of ultrasound images, are summarized.

Key words: Ultrasound, ultrasound image, ultrasound labeling

La uniformidad en la orientación e identificación de las imágenes ultrasónicas, facilitará el entrenamiento y la comunicación médica en esta disciplina, permitiendo al mismo tiempo que los cortes sean repetidos o correlacionados con las imágenes obtenidas en otros planos o por metodologías diferentes (rayos X, ramos gamma, resonancia magnética nuclear, termografía). En base a este principio, es que he creído conveniente traducir, con discretas modificaciones, las recomendaciones del AIUM y otros autores al respecto.

CORTES O PLANOS.

1. **Tranversos.** El paciente es visto desde sus pies. El lado derecho del paciente queda a la izquierda de la figura y el dorso hacia la parte más baja de la figura (con el paciente en posición supina).

2. **Longitudinales (sagitales).** Los pies del paciente estarán hacia la derecha de la figura (excepto en los cortes longitudinales del corazón y parte proximal de los grandes

vasos). Es como si el paciente estuviera acostado en posición supina y el examinador hacia el lado derecho (operador derecho) o izquierdo (operador izquierdo). Si el paciente está en posición prona, la parte anterior del abdomen ocupará la parte más baja de la figura.

3. **Coronales.** Los pies del paciente estarán hacia la derecha de la figura (excepto si esta representación pueda prestarse a confusión con otras partes, tales como la mama).

Las distancias que separan los planos de la imagen de los puntos de referencia (ombligo, xifisternón, sínfisis pubiana, punto medio que une las crestas ilíacas, centro del ojo, etc) se miden en centímetros. Los cortes transversos se etiquetan como T y luego se coloca la distancia. En el abdomen, por ejemplo, se toma al ombligo como punto de referencia. Los cortes por encima del ombligo se etiquetan (+) y por debajo del ombligo se etiquetan (-). Los cortes longitudinales se etiquetan como L, más la distancia en centímetros que separa el corte del plano de referencia. Si el corte se hace hacia la derecha del paciente se etiqueta D o con el signo (+), y si se hace hacia la izquierda se etiqueta I o con el signo (-). En los planos coronales, A es anterior o F es frontal y P es posterior u O es occipital.

La Paragua 41-A
Calle Carúpano, El Cafetal
Caracas, Venezuela
Recibido para publicación: 03-02-83

Orientación del paciente (OP).

1. Posición normal o habitual del paciente: supina (boca arriba).

2. Posición prona del paciente (P) (boca abajo).

Grados de Rotación (Rot o o)

I: rotación a la izquierda

D: rotación a la derecha

PLANOS DE REFERENCIA

I. Craneales.

A. De referencia principal.

1. Sagital: línea mediosagital del cráneo

2. Axial (transverso): a través del meato auditivo externo a 20° de la línea cantomeatal.

3. Coronal: perpendicular al plano axial

B. Cortes utilizados frecuentemente en el estudio ultrasónico craneal del neonato e infante.

1. **Coronales** a 10°, 60°, 90° y 150° de la línea cantomeatal. -Coronales en ángulo de 90° en relación a la línea cantomeatal. El hemisferio izquierdo estará a la derecha de la figura.

2. **Axiales**: paralelos al plano formado a 10° de la línea cantomeatal. La región frontal puede estar hacia el tope de la figura y el hemisferio izquierdo hacia la derecha de la figura; en otras ocasiones es más didáctico colocar la región frontal hacia la izquierda de la figura.

3. **Sagitales**: a través de la línea media y luego con inclinaciones hacia los ventrículos laterales. La región frontal se colocará hacia la izquierda de la figura.

4. **Cortes compuestos**: desplazamiento del transductor de un plano a otro. La ubicación de las estructuras variará de acuerdo al desplazamiento.

II. CUELLO

Puntos de referencia: fosa supraesternal, carótida, tiroides.

III. TRONCO

1. Transversales.

Abdomen y pelvis

a) Línea trascrestal ilíaca

b) Sínfisis púbica

c) Ombligo

d) Apéndice xifoides del esternón

2. Sagitales

Línea mediosagital del cuerpo.

3. Coronales

Interposición entre los planos sagitales y transversales.

PLANOS ECOCARDIOGRAFICOS

1. **Longitudinal (sagital)**: anteroposterior que pasa a través de las válvulas mitroaórticas y el eje mayor del ventrículo izquierdo.

2. **Transverso**: perpendicular al sagital y que pasa por el borde libre de la válvula mitral

3. **Coronal**: pasa por el centro del orificio mitral y es perpendicular a los planos longitudinal y transverso. En las imágenes de ecocardiogramas no fetales, a veces es conveniente anotar también la relación esquelética en donde se coloca el transductor, como una ayuda diagnóstica en los casos de malposiciones o rotaciones cardíacas.

Imágenes ecocardiográficas.

A. TM: el tiempo aumenta de izquierda a derecha y las estructuras más cercanas al transductor estarán hacia la parte superior de la figura.

B. Imágenes longitudinales (como vistas desde el lado izquierdo)

a) Aorta: hacia la derecha de la imagen.

b) Punta del corazón: hacia la izquierda de la figura.

c) Partes anteriores: hacia la parte superior de la figura.

d) Partes posteriores: hacia la parte inferior de la figura.

e) Eje mayor del ventrículo derecho: válvula pulmonar a la derecha y punta del ventrículo a la izquierda de la figura.

f) Otros.

C. Imágenes transversales (vistas desde los pies del paciente)

a) Estructuras anteriores: tope de la figura.

b) Estructuras posteriores: parte inferior de la figura.

c) Estructuras a la izquierda del paciente: a la derecha de la imagen.

d) Estructuras a la derecha del paciente: a la izquierda de la imagen.

e) Otras.

Imágenes a través del eje menor

a) Nivel del borde libre de la mitral.

b) Nivel de las cuerdas tendíneas.

c) Nivel del septum interventricular.

d) Nivel de los grandes vasos.

e) Nivel de la punta del corazón.

f) Otros.

D. Imágenes coronales (como si estuviéramos parados frente al paciente).

a) Estructuras superiores: tope de la figura.

b) Estructuras inferiores: parte inferior de la figura.

c) Estructuras derechas: a la izquierda de la figura.

d) Estructuras izquierdas: a la derecha de la figura.

MAMAS.

1. **Planos longitudinales y transversales:** paralelos a los planos longitudinal y transversal del tronco, pasando por el pezón.

2. **Planos coronales:** perpendicular al eje de simetría, pasando por el pezón.

3. **Radiales:** pasando por los diferentes cuadrantes, a partir del pezón como centro de rotación.

4. **D:** lado derecho de la mama. **I:** lado izquierdo de la mama.

NOTA: Existen actualmente equipos ultrasónicos en los cuales se obtienen imágenes totales y simultáneas de ambas mamas. En estos casos, la mama a la derecha de la imagen corresponde a la mama izquierda. Cuando se representa una sola mama, debe anotarse el cuadrante de referencia.

Las imágenes producidas por el análisis espectral de los ecos y otras técnicas con Doppler, no están aún estandarizadas.

PELVIS

1. **Femenina.** En los cortes longitudinales el fondo uterino deberá estar hacia la izquierda de la figura. En los cortes transversales, el lado izquierdo de la paciente deberá aparecer hacia el lado derecho de la figura.

2. **Masculina:** En los cortes longitudinales, la parte cefálica del paciente deberá estar hacia la izquierda de la figura. En los cortes transversales, el lado izquierdo del paciente deberá aparecer hacia el lado derecho de la figura.

IV. EXTREMIDADES.

Cortes longitudinales, transversales y coronales en relación al eje mayor del miembro.

PUNTOS DE REFERENCIA EN ECOGRAFIA (sobre la piel del paciente).

A) Estandar.

1. Longitudinal: línea medio sagital del cuerpo.

2. Transversal: nivel del ombligo, pubis, etc.

B) Puntos locales de referencia.

Elección de un punto de interés alejado de los planos estandar longitudinales y transversales.

Se determina con la letra X la distancia más corta entre el punto de interés y el plano sagital de referencia. Se utilizará la letra Y para la distancia que conecta al punto local de referencia con el plano transversal estandar. X: se mide en centímetros, seguido de la letra D o I según que el punto de referencia esté a la derecha o a la izquierda del plano estandar, respectivamente. Y: se mide en centímetros y será positivo (+) o negativo (-) cuando el punto local de referencia sea superior o inferior al plano transversal estandar, respectivamente.

ROTACION DEL PLANO DE LA IMAGEN

Se simboliza como θ o ROT al ángulo de rotación del plano de la imagen, en relación al eje vertical. Se anotarán los grados de rotación en sentido de la manecillas del reloj, a partir del plano sagital.

OBLICUIDAD O INCLINACION DEL PLANO DE LA IMAGEN.

Se simboliza como ϕ u OBL al ángulo que se forma entre el plano de la imagen y el eje vertical. Será positivo (+) si el haz ultrasónico es dirigido en sentido cefálico o hacia la izquierda del paciente. Será negativo (-) si se dirige en sentido caudal o hacia la derecha del paciente. (Es de notar que algunos autores están utilizando en los rastreos transversos el ángulo alfa para las inclinaciones cefálicas y el ángulo beta para las inclinaciones caudales; en los rastreos longitudinales, estos autores utilizan el ángulo alfa para inclinaciones hacia la derecha del paciente y el ángulo beta para las inclinaciones hacia la izquierda del paciente. Otros autores utilizan el signo (+) cuando la dirección del barrido se inclina hacia el eje central del cuerpo y el signo (-) para los que se alejan de ese eje central).

COMO MEDIR LA DISTANCIA QUE SEPARA EL PLANO DE LA IMAGEN DEL PUNTO DE REFERENCIA ESTANDAR.

Se simboliza con la letra (r) la distancia horizontal más corta entre el plano de la imagen y el punto de referencia local o estandar. Será un valor positivo (+) en centímetros, cuando esté colocado en posición superior o cefálica al punto de referencia. Será de un valor negativo (-) en centímetros, cuando esté en posición inferior o caudal al punto de referencia. Cuando el plano de la imagen sea sagital, la longitud (r) será seguida de las letras D o I según que el plano de la imagen esté a la derecha (D) o a la izquierda (I) del paciente.

En los cortes coronales, se coloca la letra A (anterior) o P (posterior) en relación al punto de referencia.

Cuando los ángulos de rotación o de oblicuidad son iguales a cero, pueden omitirse, y la distancia (r) sólo será seguida por las letras D o I (derecha o izquierda). Si no se eligió un punto de referencia, X e Y son iguales a cero y pueden ser omitidas. Si la orientación del paciente (OP) es cero (orientación estándar), también puede ser omitido. Si tanto X, Y y OP son iguales a cero, también se omite el paréntesis en que van encerradas estas tres últimas siglas. Cuando se desea efectuar una anotación corta de la ubicación de una imagen, se hará de la forma siguiente: $r, \theta, \phi(X, Y, OP)$. Por ejemplo: queremos anotar un rastreo ecográfico en la zona renal derecha, con el paciente en posición prona: 7, 320°, 0° (8D, 6, P). Esta anotación nos resume que el corte se obtuvo estando el transductor rotado 320°, pero sin inclinación, a 7 cm en sentido cefálico y a la derecha del centro del riñón derecho (el cual se encuentra a 8 cm a la derecha del plano longitudinal y a 6 cm en sentido cefálico en relación al plano transversal) en un barrido a través del dorso del paciente. Ya que esta metodología consume tiempo, sólo se utilizará en circunstancias especiales. Es de notar que algunos equipos ya traen incorporados el etiquetamiento automático en la pantalla, de la mayor parte de estos parámetros.

COORDENADAS DE UN PUNTO DE LA IMAGEN.

Con el sistema desarrollado anteriormente es posible calcular las coordenadas

de cualquier punto de la imagen, lo cual puede resultar de utilidad en la localización precisa de una zona determinada, para efectuar un tratamiento enfocado solamente a esa región o como referencia para otro tipo de exploración.

IMPORTANTE.

Todas las figuras ultrasónicas a ser publicadas, deberán contener una escala de referencia, deberá anotarse en el dorso de la figura el nombre del autor y número de la figura, señalar el tope con una flecha y, si es posible, indicar el tipo de corte.

REFERENCIAS

- American Institute of Ultrasound in Medicine (1976) Standard presentation and labeling of ultrasound images. *J Clin Ultrasound* 4:393-398.
- McDicken, WN (1981) *Diagnostic Ultrasonic. Principles and Use of Instruments*. John Wiley & Sons, New York.
- McDicken, WN y Evan, DH (1975) Labeling planes of Scan and Calculating Location Coordinates in Diagnostic Ultrasonics. *Br J Radiol* 48:392-395.
- Kobayashi, M (1980) *Atlas de ultrasonografía en Obstetricia y Ginecología*. Edit. Panamericana, Buenos Aires.
- Kobayashi, M; Helman, LM y Cromb, E (1972) *Atlas of ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*. Appleton-Century-Crofts, New York.

COMUNICACIONES DIDACTICAS

ECOANATOMIA NORMAL DE LA PELVIS FEMENINA

A. RIVAS-SANTIAGO, DM, PHD.

Sección de Ultrasonidos, Unidad de Perinatología, Hospital Universitario de Caracas, y Sección de Ultrasonidos, Servicio de Ginecología, Hospital Vargas, Caracas, Venezuela.

RESUMEN

La exploración ultrasónica de la pelvis femenina es un procedimiento preciso, atraumático y no invasivo. La vejiga urinaria distendida divide la pelvis femenina en tres compartimientos. Utilizando equipos estáticos y/o dinámicos se efectúan cortes longitudinales, transversales y oblicuos en estos tres compartimientos, siendo posible ubicar los músculos y vasos pélvicos principales, y los ureteres. Al mismo tiempo se estudia su relación con el tamaño, posición, ubicación y ecoestructura de la vejiga, útero y anexos.

Palabras claves: ultrasonidos, ecoanatomía pelviana, útero, ovario, músculos pélvicos, vasos pélvicos.

Normal echoanatomy of the female pelvis.

SUMMARY

The ultrasound examination of the female pelvis is a noninvasive, accurate and nontraumatic procedure. When bladder distention has been accomplished, the female pelvis is divided into three compartments. By longitudinal, transverse and oblique dynamic or static scans, it is possible to locate pelvic muscles, blood vessels and ureters. At the same time, we can study the position, dimensions and structure of the urinary bladder, uterus and anexa.

Key words: ultrasound, pelvic echoanatomy, uterus, ovary, pelvic muscles, pelvic blood vessels.

La cavidad de la pelvis menor o verdadera está circunscrita hacia delante por la sínfisis púbica y las ramas pubianas superiores. Posteriormente se encuentra la superficie pelviana del sacrocóxis. Lateralmente está el hueso ilíaco y la superficie caudal del cuerpo y ramas isquiales superiores.

Para efectuar una exploración adecuada de la pelvis es indispensable, como primer requisito, que la paciente tenga la vejiga convenientemente distendida. De esta forma, la vejiga divide la pelvis femenina en tres compartimientos (Fig. 12):

1. Anterior (Vejiga)
2. Medio (útero y anexos)
3. Posterior (fondo de saco posterior, rectosigmoide, grasa perirrectal, espacio presacro)

El compartimiento anterior está ocupado por la vejiga, la cual actúa como una ventana ultrasónica que nos permite estudiar la

La Paragua 41-A
Calle Carúpano, El Cafetal
Caracas, Venezuela
Recibido para publicación: 03-02-83

vejiga misma y los otros dos compartimientos pélvicos. La vejiga normal aparece como un globo ecolúcido de paredes internas lisas. Se dijo anteriormente que para un buen estudio ecográfico pélvico se requiere una vejiga "convenientemente" distendida. Para lograrlo basta ingerir 5-6 vasos (1-1.5 litros) de agua u otro líquido cualquiera, media a una hora antes de la exploración. Si la paciente está recibiendo infusión intravenosa de suero glucosado o fisiológico, y si no existen contraindicaciones, se puede aumentar la frecuencia del goteo, a fin de lograr una repleción vesical más rápida. En emergencias y casos extremos, puede incluso plantearse la posibilidad de llenar la vejiga por vía tetrógrada mediante una sonda de Foley. Sin embargo, esta técnica predispone a infecciones ascendentes, por lo cual se la debe dejar como última alternativa.

La vejiga llena desplaza las asas intestinales y mesenterio fuera de la pelvis afectando, al mismo tiempo, la posición del útero y rectosigmoides. Se considera que la vejiga está adecuadamente distendida, cuando ésta alcanza al fondo de un útero normal en posición indiferente, anteversión o anteversoflexión (Fig. 12). Cuando el útero está en retroversión o retroversoflexión, es aconsejable iniciar el examen con vejiga sobredistendida y luego reexaminar la paciente después de haber orinado 1-2 vasos (Figs. 19-21).

En ocasiones, un útero en retroversión con cuello muy anterior (constatado por tacto previo al llenamiento vesical), se observa en anteversión al examen ultrasonico. Al parecer, la vejiga distendida presiona al cuello hacia atrás produciendo el cambio en la versión uterina. Por consiguiente, en estos casos, el informe ecográfico no coincidirá con el tacto genital previo o posterior a la exploración ecográfica.

Una vejiga adecuadamente distendida debe desplazar las asas intestinales delgadas fuera de la pelvis; si esto no sucede, sospechar adherencias.

Una vejiga convenientemente distendida, además de permitirnos estudiar las paredes y el interior de la vejiga misma, nos hace posible visualizar algunos músculos, vasos, ureteres, vagina, útero, anexos uterinos, rectosigmoides y reflexiones peritoneales. Por otro lado, una vejiga sobredistendida, además de molestar a la paciente, puede alterar las mediciones uterinas (si elonga el istmo-cuello), y deformar las estructuras intracavitarias uterinas y anexiales y el resto de la ecoanatomía pélvica.



Fig. 1. Corte transversal suprapúblico. Se observa una vejiga adecuadamente distendida (V) formando el compartimiento pélvico anterior. En el compartimiento medio se visualiza al útero (U) y nacimiento de las trompas y redondos a nivel cornual. Por detrás del útero se observan los músculos piriformes (P). Más anterolateralmente se observan los complejos iliopsoas (CIP). La estructura ecogénica lineal en la región posterolateral del CIP corresponde al hueso iliaco (flecha). Escala: 1cm.



Fig. 2. Corte similar al de la Fig. 1. Los músculos piriformes (P) pueden ser visualizados con mayor facilidad y nitidez. Los vasos ilíacos externos (flechas) se ubican entre vejiga (V) y complejo iliopsoas (CIP). Escala: 1cm.

MUSCULATURA PELVIANA.

1. Complejo iliopsoas
2. Obturador interno
3. Piriforme y elevador del ano.

El complejo iliopsoas está formado por el músculo psoas mayor y el músculo ilíaco, estando el psoas colocado anterior al ilíaco. Su apariencia ecográfica puede variar de acuerdo a la constitución de cada individuo, pero siempre es relativamente hipoeoico. En la región central de este complejo muscular se observa una zona altamente ecogénica (redondeada en los cortes transversales y alargada en los cortes oblicuos y longitudinales) que parece corresponder a la fascia intermuscular y tejido adiposo (dentro del cual está el nervio femoral). Su porción superior es más difícil de poner de manifiesto por la interposición de asas intestinales. Su porción caudal, por ser más anterior y estar cerca de la vejiga, si puede identificarse con facilidad. Inmediatamente posterior al complejo iliopsoas, se ve otra zona altamente reflectiva constituida por la superficie anterior del hueso ilíaco que no deja progresar al haz ultrasónico. El complejo iliopsoas se sitúa en una posición anterolateral (Figs. 1-3, 24, 25 y 30).

Obturador interno. Este músculo ocupa gran parte de la superficie medial de la pared pelviana anterolateral. Al examen ultrasónico se observa como una masa hipoeoica semilunar, de concavidad medial, delimitada por una pequeña zona de mayor capacidad reflectiva (fascia del obturador). Este músculo se observa mejor en los cortes transversales y si se angula el transductor cefálicamente a partir de la sínfisis pubiana (Figs. 4-6).

Elevador del ano-piriforme. En posición más caudal al obturador interno, se observa un complejo muscular que representa parte del elevador del ano (en el hombre es difícil diferenciar el pubocoxígeo del iliocoxígeo). Esta parte del elevador del ano aparece como una estructura ovalada, también hipoeoica, posterior, medial y caudal al obturador interno (Fig. 5). Debido a que la fascia del obturador interno le sirve de inserción al elevador del ano, ambos músculos son difíciles de separar en los cortes laterales. La interposición de asas del intestino delgado y el colon sigmoideas, hace que la visualización del elevador del ano sea mucho más difícil que la del obturador interno. La mejor forma de localizar al elevador del ano es efectuando un corte transversal y angulando el transductor caudalmente desde la parte superior de la vejiga urinaria.

- Vasos. 1. Ilíacos (externos e internos)
(Figs. 2,3,7-9, 11,22,24)
2. Ováricos

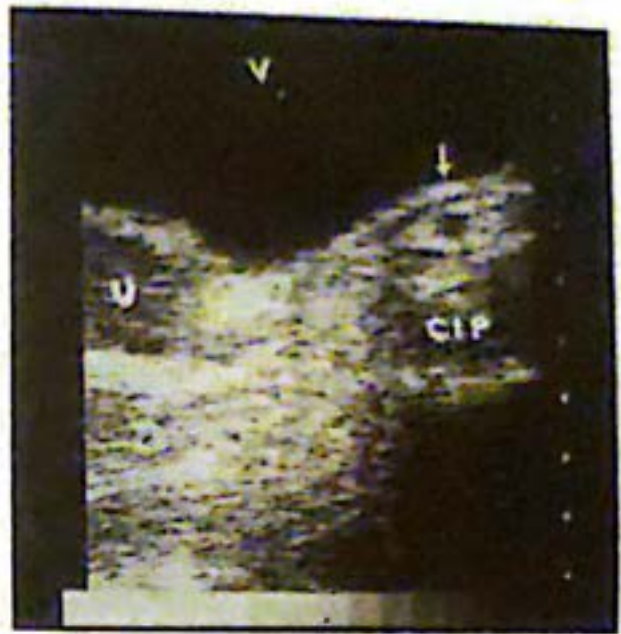


Fig. 3. Corte oblicuo en donde se observa parte del útero (U) adyacente al complejo iliopsoas (CIP) (alta ganancia). Entre la vejiga (V) y este complejo se observan los vasos ilíacos externos (flecha). Escala: 1cm.



Fig. 4. Corte similar al de la Fig. 1 y 2, con discreta inclinación cefálica y hacia la derecha, para visualizar mejor el músculo obturador interno derecho (teichas). Por detrás de la vejiga (V) se observa al útero (U) y músculo piriforme (P). Escala: 1cm.



Fig. 5. Corte pelviano transversal. Por detrás de la vejiga (V) se observa parte del útero y más atrás una zona de menor ecogenicidad que se interpreta como parte del elevador del ano, dirigiendo sus fibras hacia el obturador interno (flecha) cuya fascia le sirve de inserción. Escala: 1cm.



Fig. 7. Corte longitudinal pelviano a nivel de la línea media y discreta inclinación lateral. Detrás de la vejiga (V) se observa al útero (U) e inmediatamente detrás de este último, una formación tubular que se interpreta como vasos ilíacos internos (flecha). Escala: 1 cm.



Fig. 6. Corte transversal similar al mostrado en Fig. 5, con el transductor inclinado hacia la pared lateral izquierda pelviana. Hacia la izquierda del útero (U) se observa el obturador interno (flecha) más expandido debido al corte. Escala: 1cm.

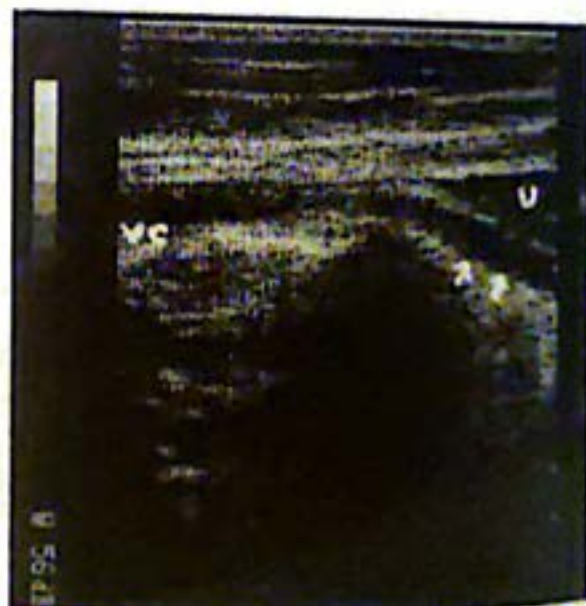


Fig. 8. Corte oblicuo a nivel del fondo uterino (U). Por detrás del fondo, y siguiendo caudalmente al vaso descrito en la Fig. 7, se observa la misma estructura vascular (flechas) (vena ilíaca interna) cuyo drenaje fue llevado hasta la vena cava inferior (VC). Escala: 1 cm.

La aorta abdominal se bifurca a nivel de L4 dando origen a las arterias ilíacas comunes. Estas arterias se observarán latir (en tiempo real) en la cara anterior del iliopsoas. En la parte superior de la pelvis mayor, la arteria ilíaca común da origen a las arterias ilíacas externas e internas. La externa pasa de la pelvis mayor a la zona inguinal para transformarse en femoral. La arteria ilíaca interna desciende posterior y lateral al ovario y uréter, dentro de la pelvis menor. Las venas ilíacas siguen un curso similar, pero en una situación más posteromedial que las arterias homólogas. La arteria y vena ovárica se ubican en la zona postero-lateral de los ovarios. Sólo pueden ser ubicadas con precisión mediante el uso de sectoriales de alta resolución. Las arterias se observan como estructuras tubulares (modo B estático) y pulsátiles (modo B dinámico). En ocasiones las venas pueden ser aplastadas por la vejiga repleta o por compresión de órganos adyacentes, dejando en evidencia sólo las arterias. El sistema Doppler, acoplado al modo B, nos permite observar estos vasos y evaluar su flujo sanguíneo.

Uréter. En la pelvis mayor el uréter se visualiza anterior a los vasos ilíacos comunes. En la pelvis menor, se sitúa posteromedial al ovario y luego desciende hacia el trigono vesical en la región paracervicovaginal (Fig. 9). Con una vejiga adecuadamente distendida, el uréter normal puede visualizarse en su trayecto a través de la pelvis menor, hasta su desembocadura en el trigono vesical (Fig. 10). En ocasiones, en los cortes longitudinales de ovario se pueden observar tres formaciones tubulares, lateroposteriores al ovario, los cuales son, en sentido mediolateral: el uréter, arteria ilíaca interna y vena ilíaca interna. En tiempo real, pueden observarse las contracciones ureterales y el pasaje de orina desde el orificio ureteral vesical hacia el interior de la misma (jet ureteral). Debido a la estrecha relación del uréter con el ovario y cuello uterino, las anomalías o cirugía previa en estos órganos, puede alterar el flujo ureteral, con la posible producción de hidronefrosis. El uréter también puede ser comprimido contra el hueso ilíaco por tumores pélvicoabdominales.

Vagina. Se visualiza como una estructura tubular aplastada, en la línea media, entre la vejiga distendida por delante y el recto posteriormente. Se visualiza tanto en cortes longitudinales como transversales (Figs. 12-14). La medición longitudinal de la vagina no es concluyente, ya que la vejiga distendida determina su elongación sin hacer cambiar su posición. La línea media ecorrefringente vaginal se produce por la aposición de la mucosa vaginal. La zona de menor ecogenicidad que rodea a esta línea, representa su pared fibromuscular.

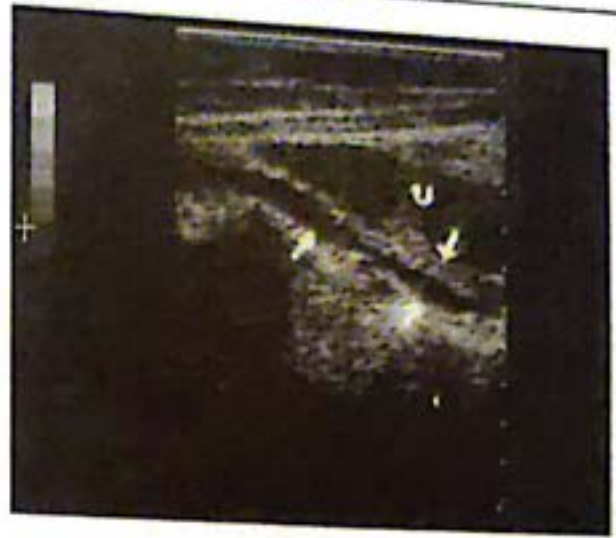


Fig. 9. Corte similar al descrito en la Fig. 8, pero un poco más caudal en relación al útero (U). De las dos estructuras cilíndricas observadas detrás del útero, la más cercana y delgada se le diagnosticó como uréter (flecha superior); aquella más posterior y gruesa como vasos ilíacos internos (flechas inferiores). Escala: 1cm.

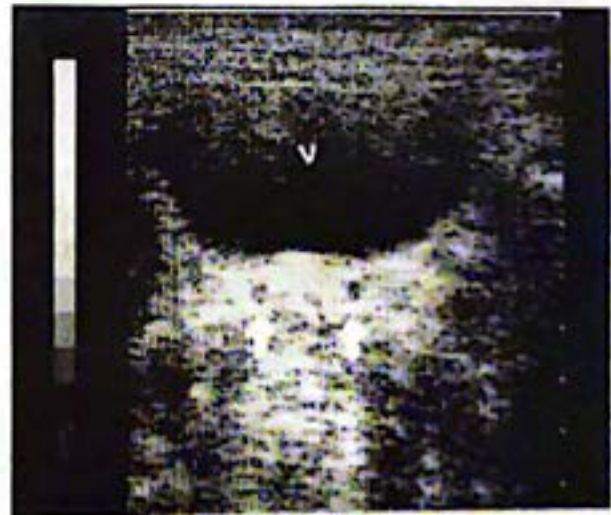


Fig. 10. Corte transversal del piso vesical, con el transductor en el fondo de la vejiga (V). En relación al trigono vesical se observan dos estructuras circulares (flechas) que fueron interpretadas como cortes de uréteres. Escala: 1cm.

Útero. Se nos presenta como una formación piriforme, en la línea media, de ecogenicidad discreta, de 7-8 cm en longitud y 2-3 cm en sus diámetros transverso y anteroposterior (Figs. 12, 14-21). El cuerpo uterino produce un discreto desplazamiento anterior de la cara posterior vesical. El útero, visualizado generalmente en anteversión y en la línea media, puede estar normalmente lateralizado a la izquierda o a la derecha y su tamaño y versión también puede variar con la repleción vesical. De esta forma, como ya se anotó anteriormente, una vejiga sobredistendida puede ocasionar una elongación del istmo-cuello, determinando un diámetro longitudinal uterino mayor que el verdadero. De igual forma, un útero, palpado con la vejiga vacía en retroversión, puede aparecer en anteversión al examen ultrasónico (ver más arriba). El canal cervical y la cavidad virtual endometrial, se observan frecuentemente como una línea de mayor ecogenicidad. Esta línea (interfase) parece corresponder a la aposición de la mucosa cervical y endometrial, respectivamente (Figs. 14b, 15). La interfase endometrial (ecogénica) aparece rodeada de una zona hipo o anecoica que ha sido interpretada como mucosa endometrial. Tanto la interfase como la mucosa varían, en su aspecto ecográfico, de acuerdo al estado de repleción vesical y el ciclo menstrual. Durante el período proliferativo, la interfase es más ecogénica y el endometrio es de menor grosor que en la fase secretora.

La pared muscular cervical y del cuerpo uterino aparece, ecosográficamente, constituida por ecos uniformes y de bajo nivel que rodean la capa mucosa endocervical y endometrial, respectivamente (Fig. 14). La superficie del útero normal es lisa y convexa. Esta es la imagen típica de un útero en anteversión, anteversoflexión o indiferente (Figs. 14-15, 18-20). Cuando el útero está en retroversión o retroversoflexión, adquiere una forma más globular, casi siempre es difícil observar la interfase endometrial y los ecos fúndicos disminuyen semejando un mioma de fondo. En estos casos, debemos aumentar la ganancia del equipo para delimitar mejor el tamaño y conformación real del útero. De todas formas, estas mediciones son casi siempre imprecisas (Figs. 19-21).

Anexos. Están constituidos por los ovarios, trompas uterinas, ligamentos anchos y mesosalpinx.

Ovarios. Están conectados al ligamento ancho a través de su mesenterio llamado mesovario. La posición ovárica es muy variable. Aunque es generalmente intrapélvica, en cualquier relación con el útero, puede también poseer una ubicación extrapélvica. Al igual que con el útero, su posición varía de acuerdo a la distensión vesical y rectal. Tam-



Fig. 11. Corte oblicuo de ovario derecho (maniobra de Sample), utilizando la vejiga (V) como ventana acústica. Hacia su cara posterolateral se observa una estructura tubular interpretada como vasos ilíacos internos (flecha). Escala: 1 cm.



Fig. 12. Corte longitudinal a nivel de la línea media pélvica. Se observan los tres compartimientos pélvicos: vejiga (V), útero (U) y rectosigmoides (R). Las flechas señalan la cara anterior de la vagina. Escala: 1cm.



Fig. 13a



Fig. 13c

Fig. 13b



Fig. 14a



Fig. 13. Vagina. a) Corte transversal. La vagina se observa como una estructura tubular por detrás de la vejiga (V). Las flechas señalan sus límites laterales. Escala: 1 cm.

b) Corte similar al anterior, pero los calibradores señalan la interfase vaginal. Escala: 1cm.

c) Corte longitudinal. Por detrás de la vejiga (V) se observa al útero (U). La estructura señalada por los calibradores corresponde a la interfase vaginal. Escala: 1cm.

Fig. 14. Corte longitudinal del útero. a) Los calibradores miden el diámetro longitudinal desde el fondo al orificio cervical externo. La línea ecodensa central que recorre al útero y cuello corresponde a la interfase endometrial y endocervical. Las flechas señalan la vagina. b) Los calibradores miden la longitud uterina desde el fondo al labio posterior del cuello. La flecha señala la interfase endometrial (línea ecogénica). La pequeña zona ecogénica que la rodea se interpreta como endometrio. Escala: 1cm. V: vejiga, c) imagen semejante a la anterior.

bien varía de acuerdo a la posición del útero. El carecer de una localización precisa nos explica el por qué su ubicación puede resultar difícil. En primer lugar, se los debe buscar entre el útero y las paredes pelvianas laterales, ya que es esta su ubicación preferencial. Su apariencia ecográfica también varía frecuentemente según el corte efectuado y la etapa del ciclo menstrual. El ovario, durante la etapa reproductiva, se observa como una estructura ovoide o redondeada, de mediana ecogenicidad y de 1x2x3 cm. Su volumen promedio ha sido calculado en el orden de los 4,6 cm³ (0,5 x L x T x AP). Las formaciones quísticas funcionales relacionadas con la ovulación (Figs. 27, 28) y la formación del cuerpo lúteo, pueden aumentar frecuentemente estas dimensiones. Es muy frecuente observar los folículos ováricos en la zona cortical, permaneciendo muy ecogénica su porción medular (Figs. 22-25). Este concepto debe mantenerse en mente a fin de no confundir la medular ovárica con una estructura anormalmente ecogénica. Cuando existen dudas en relación a la identidad ovárica, debemos buscar su relación con el obturador interno, vasos ilíacos internos y uréter. Las trompas, ligamentos anchos y redondos normales, generalmente no son identificables. Se les observa mejor en cortes transversales, como una estructura tubular de discreta ecogenicidad y de 2-3 mm de grosor (Figs. 1, 16, 17). Sospechar una anomalía tubárica cuando éstas se observan muy nitidamente.

Rectosigmoide. Mientras que el recto está fijo en el retroperitoneo, el colon sigmoide está unido a la pared pelviana por un extenso meso-colon que le permite situarse en diferentes localizaciones dentro de la pelvis menor. Esto complica aún más la interpretación de un ecosonograma pelviano. Aunque la introducción de agua dentro del recto puede ayudara diferenciarlos pseudotumores de otras masas del compartimiento posterior (enema acuoso), el colon sigmoide puede ser más difícil de identificar (Fig. 12a).

Reflecciones peritoneales. A nivel pelviano y con la vejiga distendida se pueden observar tres reflecciones peritoneales: anterior (entre vejiga y cubierta peritoneal parietal anterior), vesicouterina (entre la vejiga y la cara anterior del útero) y posterior (entre el útero y el recto) (Fig. 7). El espacio posterior puede contener normalmente asas de intestino delgado, mesenterio y pequeñas colecciones líquidas relacionadas con la ovulación.

Técnicas ultrasónicas en el examen ginecológico.

El examen ginecológico puede efectuarse con equipos de tiempo real y/o estáticos, dotados de un transductor de 2-3,5 MHz. El



Fig. 14b



Fig. 14c



Fig 15 Corte longitudinal de un útero en anteversio-
 sión
 a) los calibradores electrónicos miden el cuerpo uterino
 (desde el fondo al orificio cervical interno). La flecha se-
 ñala la interfase endometrial. Aquí se observa mejor la
 zona ecotúcida que rodea la interfase endometrial y que
 se interpreta como la capa endometrial. b) La misma ima-
 gen anterior, pero ahora los calibradores están comple-
 tando la medida del diámetro longitudinal del útero, me-
 diante la medición cervical. V: vejiga. Escala: 1cm.



Fig 16. Corte transversal del fondo uterino (asterisco).
 Los calibradores están a nivel de los cuernos uterinos
 para medir el diámetro transversal. Escala: 1cm.

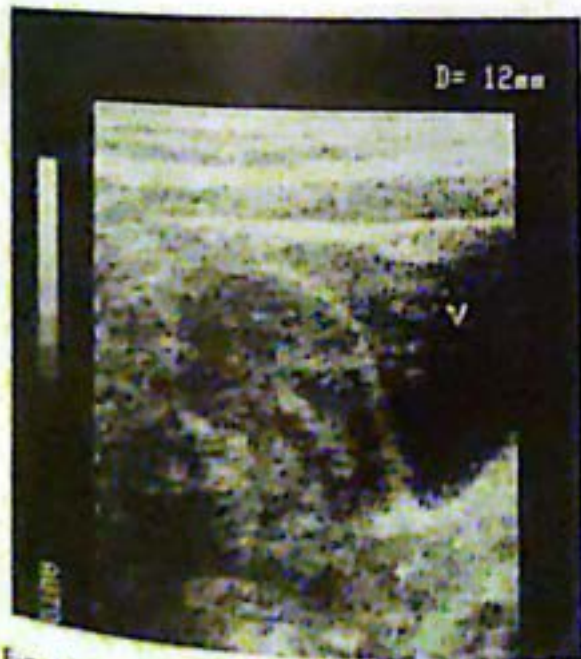


Fig 15b



Fig 17. El mismo corte de la Fig. 16, pero ahora los ca-
 libradores señalan el diámetro anteroposterior. Escala:
 1cm. V: vejiga.

tiempo real tiene las ventajas de permitirnos una mayor flexibilidad en los cortes, mayor facilidad de localizar estructuras pequeñas como los ovarios y observar su relación con otros órganos, latidos arteriales y movimientos peristálticos intestinales y ureterales. El examen de la pelvis con un equipo estático nos ofrece una mayor perspectiva de todas las estructuras pélvicas, al poder lograr una imagen de conjunto. Además, con este último método, las imágenes pueden ser reproducidas fácilmente. Este hecho puede ser importante en cálculos seriados volumétricos y cuando queremos compararlos con otros métodos exploratorios pelvianos. Sin embargo, actualmente la gran mayoría de los estudios ginecológicos en nuestro país se efectúan con equipos de tiempo real y transductores de disposición lineal o sectoriales. Estos últimos equipos son de fácil manejo, transportables, fáciles de mantener y con un costo y tiempo de exploración mucho más bajo que con los equipos estáticos.

Como ya se ha repetido varias veces, la exploración debe comenzar con la vejiga adecuadamente llena. Se acostumbra a iniciar la exploración con cortes longitudinales a nivel de la línea media suprapubiana. Se localiza primero al útero. Si el útero está en retroversión, es conveniente iniciar la exploración con vejiga sobredistendida y reexaminar después de un vaciamiento parcial, como se dijo más arriba.

Localizado el útero en el corte longitudinal, se continúa con cortes longitudinales parauterinos hasta alcanzar el complejo iliopectíneo (lo cual nos indica que hemos llegado a la parte más lateral de la cavidad pélvica). Se pasa luego a los cortes transversales, comenzando por la vagina, para luego visualizar el cuello y cuerpo uterino. Generalmente es necesario efectuar cortes oblicuos para localizar las verdaderas dimensiones uterinas y su posición en la cavidad pélvica. El diámetro longitudinal uterino se mide de fondo a cuello. Existen muchas formas de medir este diámetro. Yo procedo de la manera siguiente; si el útero está en anteversión, localizo la interfase endometrial y endocervical en su mayor longitud y equidistante de la superficie anterior y posterior (desplazamientos de esta interfase puede sugerirnos patología uterina). Mido desde el fondo hasta el orificio cervical externo o hasta el labio cervical posterior (Fig. 14). Si existe una marcada anteversoflexión, mido de fondo a orificio cervical interno y luego le sumo la distancia entre orificio cervical interno y orificio cervical externo (Fig. 15). Con el útero indiferente no existe mayor problema se mide directamente desde el fondo al orificio cervical externo (Fig. 16). Cuando el útero está en retroversión o retroversoflexión, mi-



Fig. 18a

Corte longitudinal de un útero indiferente. Los calibradores señalan el diámetro longitudinal, desde el fondo al orificio externo cervical. a) Obsérvese que en esta fotografía el fondo uterino aparece hacia la derecha, en lugar de haber sido tomada con el fondo hacia la izquierda, a fin de cumplir con las recomendaciones internacionales al respecto (caso docente). V, vejiga. Escala: 1cm.



Fig. 18b

Igual pero con útero bien orientada.



Fig. 19 Corte longitudinal de un útero en retroversión. Los calibradores miden su diámetro longitudinal desde el fondo al cuello. V: vejiga. Escala: 1cm.



Fig. 21



Fig. 20 y 21 En estas figuras se observa mejor la versión uterina debido a la presencia del DIU. a) corte longitudinal de corte transversal con el transductor inclinado hacia el fondo. V: vejiga. U: útero



Fig. 22. Corte longitudinal de ovario izquierdo. Los calibradores señalan el diámetro longitudinal. La estructura tubular señalada con una flecha corresponde a los casos ilíacos internos. Varios folículos se observan en la zona cortical. Escala: 1cm



Fig. 23. Corte longitudinal del ovario derecho. Los calibradores miden su diámetro longitudinal. La zona más ecogénica central del ovario corresponde a la medular. El anillo más ecolúcido que la rodea está formado por pequeños folículos a nivel de la cortical. Escala: 1cm.



Fig. 25. Corte longitudinal del ovario derecho. Los calibradores señalan el diámetro longitudinal. Se observa muy bien la zona medular ecogénica y la cortical con múltiples folículos. V: vejiga. Escala: 1cm.



Fig. 24. Corte longitudinal de ovario izquierdo (Sample). Los calibradores miden el diámetro longitudinal. Se observan también la zona ecogénica medular y varios folículos en la zona cortical, especialmente los posteriores. Escala: 1cm. U: útero. V: vejiga. CIP: complejo iliopectíneo. Flecha: vasos ilíacos externos.



Fig. 26. Corte longitudinal de ovario izquierdo, mediante la maniobra de Sample. Los calibradores muestran este diámetro. A la izquierda del ovario se observa un corte transversal del complejo iliopectíneo (CIP) y su típica zona ecogénica central (flecha). Escala: 1cm.



Fig. 27. Corte longitudinal de ovario derecho (Sample). Los calibradores delimitan un folículo preovulatorio. El punto ecogénico intrafolicular cercano a la flecha y la pared del folículo es el cumulus oophorus. La ovulación es inminente. V: vejiga. Escala: 1cm.



Fig. 28. Corte transversal del mismo ovario y folículo de la Fig. 27, señalado con la flecha. El cumulus oophorus aparece ahora hacia la derecha del folículo porque el transductor ha sido rotado. Obsérvese la separación de la granulosa del folículo, hacia la pared posterior, indicando una ruptura inminente (proceso de crenación que ha sido descrito 46 horas antes de la ovulación. V: vejiga. U: útero. Flecha: folículo. Escala: 1cm.



Fig. 29. Corte longitudinal (izquierda) y transversal (derecha) de un útero, con discreta inclinación lateral. Se observa una zona ecolúcida en la cara anteroinferior del útero (flecha) en el corte longitudinal. Al efectuar el corte transversal se constata que se trata de un folículo ovárico superpuesto en el corte longitudinal del útero. V: vejiga. Escala: 1cm.



Fig. 30. Corte longitudinal de ovario izquierdo. Se aprecian múltiples folículos de diferente tamaño que determinan un aumento del volumen ovárico. En este caso se trataba de una paciente con ovulaciones esporádicas. En su región anterolateral se observa un corte transversal del complejo iliopecoas (CIP). La flecha señala la zona ecogénica central de este complejo. Escala: 1cm.

do desde el fondo al labio anterior del cuello o sumo la longitud desde el fondo al orificio cervical interno y luego le agrego la longitud cervical. De todas formas, estas últimas mediciones son imprecisas, cualesquiera que sea el método utilizado (Figs. 19-21). Paso luego a los cortes transversales. Mido de cuerno a cuerno, observando que la interfase endometrial sea equidistante de la superficie anterior y posterior del útero. En este mismo corte se mide la distancia o diámetro antero-posterior del útero (Figs. 16-17). El útero puede estar normalmente lateralizado, desplazado o traccionado.

Utilizando este mismo corte transversal se trata de visualizar los anexos. Si no se localizan perfectamente mediante cortes transversales u oblicuos clásicos, se procede a efectuar la maniobra de Sample (colocar el transductor en una fosa iliaca y dirigir el haz sónico hacia la fosa iliaca contralateral, a través de la ventana vesical (Figs. 11, 24, 26 y 30). Con esta maniobra no sólo se pueden visualizar los anexos sino también las otras estructuras pelvianas laterales. En muchas ocasiones el ovario es perfectamente distinguible de las otras estructuras anexiales. Localizados los ovarios, se estudia su estructura interna y se mide su diámetro mayor, que debemos anotar como diámetro longitudinal. Sin mover esta imagen, se mide el diámetro ovárico en 90° con respecto al anterior. Se coloca ahora el transductor a 90° con respecto al longitudinal y se mide el diámetro restante. Cuando no se puede individualizar el ovario, se mide el anexo utilizando la misma metodología (Figs. 11, 22-26, 30).

Cuando se desea publicar las observaciones, es aconsejable tomar las fotografías uterinas longitudinales con el fondo uterino hacia la izquierda de la fotografía. En los cortes transversales, el lado izquierdo del paciente debe corresponder al lado derecho de la fotografía y viceversa. Cada fotografía debe llevar una escala de referencia y, si es posible, indicar el corte utilizado y marcar el lado derecho de la paciente (lado izquierdo de la fotografía). Resumiendo: si no aprendemos a reconocer las estructuras normales, no podremos diferenciarlas de aquellas anormales.

Lecturas consultadas y sugeridas:

- Athey, PA y Hadlock, FP (1981) *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*. The C V Mosby Co., St. Louis.
- Callen, PW (1983) *Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*. W B Saunders Co., Philadelphia.
- Onato, R y Kobayashi, M (1981). *Atlas of essential ultrasound imaging*. Igaku-Shoin, New York.
- Kobayashi, M (1980). *Atlas de Ultrasonografía en Obstetricia y Ginecología*, Ed. Panamericana, Buenos Aires.
- Raymond, HW y Zwiebel, WJ (1980) *The pelvis. Seminars in Ultrasound* Vol. 1, Num. 1.
- Sanders, RC y James, AE (1980) *The Principles and Practice of the Ultrasonography in Obstetrics and Gynecology*, Appleton-Century-Crofts, New York.
- Sarti, D y Sample, WF (1980) *Diagnostic Ultrasound*, GK Hall Medical Publishers, Boston.