



UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE
MÉXICO

**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**FACULTAD DE ESTUDIOS
SUPERIORES CUAUTITLÁN**

**PRINCIPIOS BÁSICOS DE ULTRASONIDO EN MEDICINA
VETERINARIA
(REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA)**

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
MÉDICA VETERINARIA ZOOTECNISTA
P R E S E N T A:
ELIZABETH VARGAS CABALLERO

ASESOR: M.V.Z. M.V.S. MA. VERÓNICA DAMIÁN MARTÍNEZ
COASESOR: M.V.Z. E.D.V. ALEJANDRO SÁNCHEZ PACHECO

CUAUTITLÁN IZCALLI, EDO. MÉXICO

2006



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS

Dedico este trabajo con todo corazón y agradezco todo el apoyo que me han brindado a cada una de las personas que me han acompañado en las buenas y en las malas.

A Dios por darme una segunda oportunidad de vida.

A mis padres por brindarme la educación y escuela que tengo, quererme, aguantarme mi mal carácter y apoyarme en todas mis decisiones.

A mi gran amor y amigo Moy por estar conmigo siempre.

A Verónica Martínez Damián por enseñarme y tenerme paciencia.

A Alejandro Sánchez Pacheco por orientarme y ayudarme con este trámite.

Al Dr. Raúl Reynoso Israde por el apoyo que me ha brindado.

A Erwincito por ser un gran amigo.

Al Dr. Víctor Pérez, te agradezco el apoyo que algún día me brindaste.

A todos ellos y perdón si omito a alguien más MIL GRACIAS.

ÍNDICE

OBJETIVOS	i
I. INTRODUCCIÓN	1
1. Antecedentes históricos	3
II. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LOS ULTRASONIDOS	7
1. Características físicas del sonido	7
2. Interacción del sonido con los tejidos	11
III. EQUIPO PARA ECOGRAFÍA	18
1. Monitor	19
2. Ordenador o computadora	19
3. Centro de controles	19
4. Transductor	24
IV. MODOS DE ECOGRAFÍA	39
1. Modo A	39
2. Modo B	40
3. Modo M	41
4. Otras variedades de ecografía	42
V. TERMINOLOGÍA DESCRIPTIVA E INTERPRETACIÓN	46
1. Ecoico o ecogénico	46
2. Sonolúcido	47
3. Anecoico o anecogénico	47
4. Isoecoico o isoecogénico	48
5. Hipoecoico o hipoecogénico	48
6. Hiperecoico o hiperecogénico	48

VI. ARTEFACTOS	51
1. Artefactos de propagación	52
2. Artefactos de resolución	58
3. Artefactos de atenuación	60
4. Otros artefactos	66
VII. SISTEMA DOPPLER	70
1. Doppler pulsado	71
2. Doppler continuo	72
3. Doppler duplex	72
4. Doppler color	73
5. Doppler potenciado	74
VIII. PRINCIPIOS BÁSICOS PARA REALIZAR UN ESTUDIO ECOGRÁFICO	75
1. Generalidades	75
2. Efectos biológicos de los ultrasonidos	78
IX. CONCLUSIONES	80
X. GLOSARIO	81
XI. ANEXO I	86
XII. LITERATURA CITADA	89

OBJETIVOS

- Realizar una revisión bibliográfica sobre los principios básicos del ultrasonido para saber interpretar de forma precisa imágenes o hallazgos que se obtengan al realizar un estudio ecográfico.

- Ofrecer al médico veterinario y estudiantes la iniciación en las bases de la ecografía diagnóstica.

RESUMEN

El uso de la ecografía en medicina veterinaria se ha ido abriendo paso cada vez más dentro del área de pequeñas especies, donde al igual que los rayos X es considerada una herramienta imagenológica auxiliar para el diagnóstico de enfermedades. Es un método no invasivo que nos permite observar los órganos internos con sus características estructurales específicas, sus movimientos, así como cambios patológicos en tiempo real al escaneo, sin provocar efectos secundarios en el paciente, ni riesgos en la salud del personal que lo lleva a cabo.

Debido a esto, es muy importante para el médico veterinario saber interpretar las imágenes ecográficas obtenidas en un estudio. Para ello es indispensable contar tanto con conocimientos sobre los principios básicos del ultrasonido, (física del sonido e interacción con el paciente, equipo e instalaciones que se deben utilizar, modos de ecografía que existen, terminología descriptiva que se emplea y artefactos que se producen al escanear al paciente) los cuales ayudarán a evitar interpretaciones erróneas de las imágenes y obtener así un diagnóstico más preciso.

El presente trabajo explica a detalle cada uno de los principios básicos de la ecografía para su mayor comprensión.

I. INTRODUCCIÓN

La *ecografía* es un método diagnóstico no invasivo para obtener imágenes de los tejidos blandos como aquellos localizados en cavidad abdominal, así como también músculos, tendones, superficies óseas, corazón y ojo (Han, 2000; Fritsh, 1996); y es empleado en medicina veterinaria como una alternativa o complemento ideal del radiodiagnóstico, ya que permite valorar los tejidos blandos y su estructura interna (Fritsh, 1996).

El *ultrasonido* se define como el conjunto de ondas de sonido de alta frecuencia, las cuales no son percibidas por el oído humano (Nyland, 2004). Los sonidos percibidos por el humano tienen un rango de 20 – 20 000 Hertz; para poder comprender esta terminología, es importante mencionar que un Hertz corresponde a un ciclo de una onda de sonido por unidad de tiempo (segundo); y un ciclo de onda de sonido es el equivalente a la distancia que hay de una condensación a otra condensación o bien de una rarefacción a otra de la misma onda (Fritsh, 1996, Han, 1997).

Una onda sonora se propaga a través de un medio el cual puede ser aire, tejido o agua; este medio está compuesto por partículas o moléculas las cuales sirven como soporte de la onda, pero estas partículas no se encuentran estáticas, sino que están en un constante movimiento, lo cual produce cambios en la posición de la onda y presión del medio; así se forman zonas de condensación y rarefacción (valle y pico) de una onda produciendo un movimiento ondulatorio (Figura 1) (Pedrosa, 1997; Sabbagha, 1980; Taverne, 1989).

De tal manera que las ondas de sonido que rebasan los 20 000 Hertz se les llama ultrasonidos (Pedrosa, 1997). No todos los ultrasonidos se utilizan para diagnóstico en medicina, también en el área terapéutica. Los ultrasonidos que se emplean para fines diagnósticos utilizan frecuencias de 1 – 10 MHz (1 MHz = 1000 Hertz) (Goodard, 1995) y en ocasiones se llegan a utilizar hasta de 15 MHz (Fritsh, 1996).

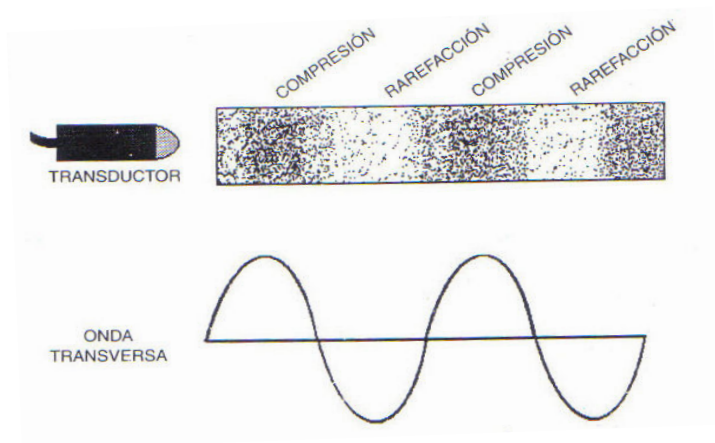


Figura 1. Esquema mostrando una onda transversa emitida por un transductor en donde se puede mostrar como se forman las condensaciones y rarefacciones a consecuencia del paso de la onda por un medio donde hay movimiento de partículas (Han, 2000).

1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

El desarrollo y la introducción de la ecografía dentro de la medicina, veterinaria y biología fueron relativamente lentos en comparación con la *radiología*; pues inmediatamente después de que se descubrieron los rayos X se comenzaron a utilizar en medicina.

Los principios físicos del sonido han sido observados desde hace cientos de años; a finales del siglo XVII el físico alemán Ernst F. F. Chladni descubrió que el sonido emitido por los instrumentos de cuerdas eran ondas longitudinales. En 1842 el físico austriaco Christian J. Doppler describió los fenómenos ópticos y acústicos. Francis Galton, científico inglés desarrolló un silbato que producía sonidos de alta frecuencia mayores a 100 KHz.

Aunque existía suficiente interés científico e intentos relativamente tempranos para producir un ultrasonido, las ondas de sonido de alta frecuencia no pudieron ser usadas como herramienta diagnóstica en esa época. La mayoría de los requerimientos técnicos, como transmisores eficientes, receptores y amplificadores, aún faltaban por desarrollarse.

A principios del siglo XX, después del hundimiento del Titanic, hubo un incremento de la investigación con el fin de localizar y observar objetos invisibles en el agua por medio de ultrasonidos. Ya que su uso en el mar era principalmente militar, las tecnologías de ultrasonido se desarrollaron rápidamente durante las dos guerras mundiales.

Además de los usos civiles y militares, la industria descubrió que el uso de los ultrasonidos podía servir para la inspección de diferentes materiales. Desde la década de los años de 20 hasta los 40 el ruso S. J. Sokoloff y el americano Floyd A. Firestone emplearon los ultrasonidos para observar defectos de material en metales y llantas de hule.

Durante la primera guerra mundial el físico francés M. Paul Langevin pudo producir ondas de ultrasonido con un cristal de cuarzo y transmitir las en el agua. Este método se empleó para la detección de submarinos. Al mismo tiempo Langevin demostró, sin saberlo, los efectos biológicos de las ondas de ultrasonido. Las ondas de sonido producidas durante estos experimentos eran tan altas, que los peces golpeados por estas ondas, morían.

Pero el desarrollo de la ultrasonografía diagnóstica médica, inicio hasta poco después de la segunda guerra mundial. El neurólogo y cirujano militar Kart T. Dussik fue el primero en publicar un ensayo sobre aplicaciones biológico-médicas de sonidos de alta frecuencia en 1942. Dussik logró graficar el ventrículo lateral del cerebelo de un espécimen y llamó a la técnica en ese entonces como sonografía de *modo A* ‘hiperfonografía’ (Poulsen, 2000).

En la década de los años 50, John Wild descubrió un transductor rectal para la visualización de tumores del intestino grueso.

Las primeras exploraciones de ojo fueron realizadas con el uso del modo A por Henry Mundt y William Hughes. Numerosas publicaciones sobre este mismo tema aparecieron en los años siguientes en todo el mundo. Las primeras eco-oftalmografías fueron presentadas por Gilbert Baum (Pedrosa, 1997; Poulsen, 2000). La ultrasonografía veterinaria se usó principalmente para examinar tejidos animales y determinar su composición y condición, en esta década (Poulsen, 2000).

Desde el punto de vista veterinario, deben nombrarse dos pioneros de la ultrasonografía humana. A principios de los 60 D. H. Howry y J. H. Colmes graficaron órganos abdominales de perros y gatos en ecotomogramas evidentes. Los exámenes sonográficos de animales, así como de gente enferma, eran difíciles en ese entonces, pues debían estar sumergidos en agua casi por completo. Las primeras publicaciones de ultrasonografía diagnóstica veterinaria fueron hechas por Ivan L. Lindahl en 1966. Lindahl empleo la ultrasonografía de modo-A para el diagnóstico de gestación en borregas. Los primeros exámenes clínicos ultrasonográficos en pequeñas especies fueron hechos a finales de los 60 por Seth A. Koch y Lionel F. Rubin, los cuales consistían en eco-oftalmogramas en perros. Esfuerzos posteriores se hicieron en el diagnóstico de gestación por monografía empleando el principio Doppler (Poulsen, 2000).

En la década de los 70, ya se contaba con equipos perfeccionados de barrido B (B-scan), en los que la exploración del paciente se llevaba a cabo con sondas montadas en brazos de exploración, de tipo pantográfico, que desplegaban la imagen en escala de grises en un monitor de televisión (Stoopen, 2002).

Un avance trascendental fue sin duda el perfeccionamiento y la adopción, de la técnica de exploración en tiempo real; al inicio de la década de los 80, la cual consiste en obtener un gran número de barridos ecotomográficos en la unidad de tiempo y por ende, hacer exploraciones más rápidas observando movimientos, por ejemplo los del corazón o los fisiológicos del feto. La técnica de barrido en tiempo real se logró implementar en equipos más compactos y transportables, y por tanto, ser accesible en salas de cuidados intensivos o de consulta (Stoopen, 2002).

Numerosas publicaciones de ecocardiografía unidimensional, aparecieron a finales de los 70. Para esta época Leoyd C. Helper y Ann.Marie Lamm describieron las observaciones de corazones latiendo en fetos caninos con ayuda del ultrasonido. Un pionero en el uso de este método en medicina veterinaria fue Frank S. Pipers quien empleo este método en perros y gatos. Imágenes ultrasonográficas compuestas de *modo B* de órganos abdominales de animales fueron publicadas a mediados de los 70 por A. Everette James. Después del desarrollo de monografía de tiempo real bidimensional a principios de los 80, la ultrasonografía abdominal se volvió un método establecido de imagenología en perros y gatos. Robert E. Cartee y Thomas G. Nyland fueron dos pioneros en este campo (Poulsen, 2000).

La ecografía *doppler* no fue considerada como un estudio ecográfico importante hasta el desarrollo del doppler duplex a finales de la década de los 70 y principios de los 80 (Allan, 2002). A pesar de que desde 1842 fue descrito el efecto doppler por J. C. Doppler, quien observó que cuando un emisor de ondas estaba en movimiento cambiaba la frecuencia de las ondas. S. Satomura y Y. Nimura comenzaron en 1955 a investigar el doppler en los movimientos del corazón. E. Strandness comenzó a utilizar doppler continuo en 1964 y describió los patrones normales y anormales de la circulación periférica. Reid introdujo el doppler pulsado y posteriormente apareció el doppler color para distinguir gráficamente los flujos sanguíneos y su dirección.

Mientras que un método Doppler sencillo ya se usaba para el diagnóstico de gestación a principios de los 70. Pasaron 15 años, antes de que los japoneses Mitsuyoshi Hagio y Hiromitsu Otsuka usaran la ecocardiografía de Doppler pulsado para exámenes clínicos de hemodinámica cardiaca en perros. Tres años después, a principios de los 90 Meter G. G.

Darke describió por primera vez la importancia de la ecocardiografía Doppler de color codificado en el diagnóstico de enfermedades cardíacas caninas (Pedrosa, 1997, Poulsen, 2000).

La incorporación de la computación en los equipos y la digitalización de la información han sido el factor que ha propiciado gran parte de los nuevos desarrollos realizados por los fabricantes de equipos. La tecnología de los transductores electrónicos con arreglos lineales y, sobre todo, con los arreglos en fase que hoy utiliza la mayoría de los fabricantes, permite emplear sondas o transductores multifrecuencia, con focalización electrónica en el plano deseado (Stoopen, 2002).

Otros avances han sido la formación de imágenes extendidas hasta de 60 cm en tiempo real, y sin recurrir a sensores ni brazos articulados. También el manejo de las señales armónicas tisulares. La fabricación de sondas que pueden introducirse en diversas cavidades del cuerpo con transductores de alta frecuencia, o en el campo operatorio para explorar el hígado, páncreas o las vías biliares durante una laparotomía y también en el interior de las arterias, han sido de gran trascendencia en la clínica.

La adquisición de imágenes en tercera dimensión, es uno de los desarrollos más recientes (Stoopen, 2002).

II. FUNDAMENTOS FÍSICOS DE LOS ULTRASONIDOS

1. CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DEL SONIDO

Como los ultrasonidos son ondas sónicas, siguen las mismas leyes físicas que las ondas de sonido audibles; las cuales son *frecuencia*, *longitud de onda* y *velocidad*; y dependen de estas características para su propagación a través de un medio, así como también son determinantes para la calidad de la resolución en los equipos de diagnóstico (Carrera, 1992).

a. Frecuencia

La frecuencia de una onda de sonido es el número de ciclos que se repiten por unidad de tiempo o segundo (Nyland, 2004; Han, 2000). Un ejemplo claro es la figura 2, la cual muestra un esquema de 5 ciclos producidos en un segundo; lo cual corresponde a una frecuencia de 5 Hz (Boon, 1998). Es importante tomar en cuenta que las frecuencias de millones de ciclos por segundo (MHz) tienen longitudes de ondas cortas, pues es indispensable y esencial contar con estos conocimientos para poder elegir la mejor frecuencia para cada caso en particular y por consiguiente poder obtener una imagen de alta resolución en ecografía diagnóstica (Nyland, 2004).

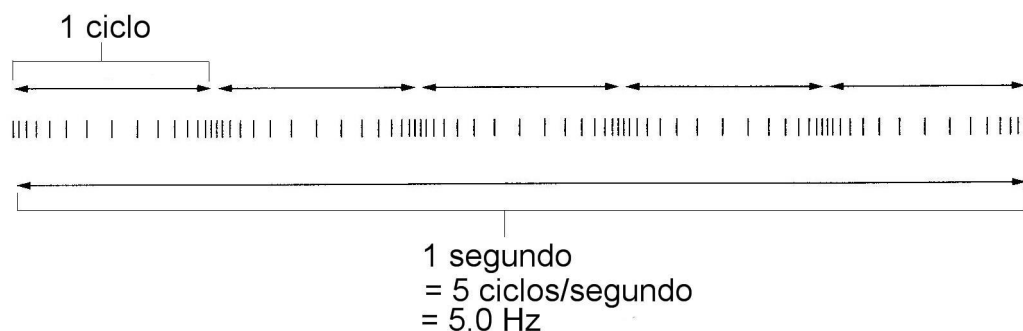


Figura 2. Representación de una frecuencia de onda de 5 Hz la cual equivale a 5 ciclos por segundo (Boon, 1998).

Como ejemplo practico podemos citar que si tenemos un transductor con una frecuencia de 5 MHz; quiere decir que este emitirá 5 millones de ciclos/s.

b. Longitud de onda

La longitud de onda es la distancia que recorre la onda durante un ciclo (Figura 3). Los ultrasonidos tienen una longitud de onda mucho más corta que las ondas sonoras audibles (Han, 2000); y cuanto más corta es una onda ultrasonica, menor es la profundidad que alcanza en los tejidos, más sin embargo, mayor es la resolución en la imagen diagnóstica que se presenta en el monitor (Nyland, 2004; Pedrosa, 1997).

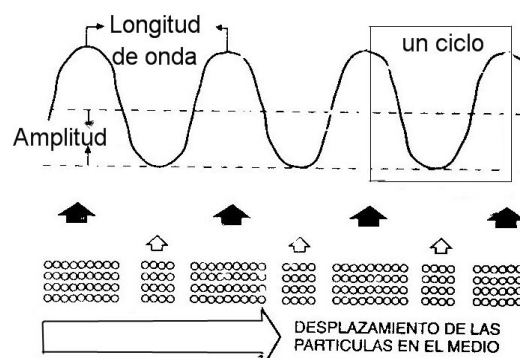


Figura 3. Propagación de la onda sonora en un medio, donde se muestran la amplitud, longitud de onda y un ciclo (Pedrosa, 1997).

La longitud de onda y por consiguiente la profundidad a la cual cada sonido penetra en los tejidos blandos está directamente relacionada con la frecuencia utilizada. En la ecografía, la frecuencia y la longitud de onda son inversamente proporcionales (Tabla 1). Si la velocidad del sonido en el medio se mantiene constante; es decir conforme aumenta la frecuencia, disminuye la longitud de onda y viceversa (Han 2000, Nyland, 2004).

Tabla 1. Frecuencias de ultrasonidos más frecuentemente usadas mostrando su longitud de onda

Frecuencia (MHz)	Longitud de onda (mm)
2.0	0.77
3.0	0.51
5.0	0.31
7.5	0.21
10.0	0.15

(Nyland, 2004)

La longitud de onda puede calcularse mediante la siguiente ecuación:

$$\text{Velocidad (m/s)} / \text{frecuencia (ciclos/s)} = \text{longitud de onda (m)}$$

Con la velocidad promedio del sonido de 1540 m/s entre una frecuencia de por ejemplo 5 MHz obtenemos una longitud de onda de 0.308 mm.

Así es como podemos explicar la relación inversamente proporcional de la longitud de onda con la frecuencia del transductor, la cual se muestra en la Tabla 1; las ondas de sonido de mayor frecuencia sufren más atenuación que las ondas de frecuencia más baja. Esto significa que cualquier intento de mejorar la resolución aumentando la frecuencia, disminuye invariablemente la penetración.

Por lo tanto, conociendo esta importante relación inversa, el ecografista tiene que seleccionar el transductor de mayor frecuencia que penetre a la profundidad deseada (Nyland, 2004).

c. Velocidad

La velocidad del sonido es independiente de la frecuencia (Nyland, 2004), pero depende de la elasticidad y densidad del medio en que viaja (Goddard, 1995; Pedrosa, 1997). Como podemos ver en la figura 4, la velocidad a la que viaja el sonido en un tejido es la misma a pesar de utilizar transductores de diferente frecuencia ya que la frecuencia no interviene en lo absoluto con la velocidad (Boon, 1998).

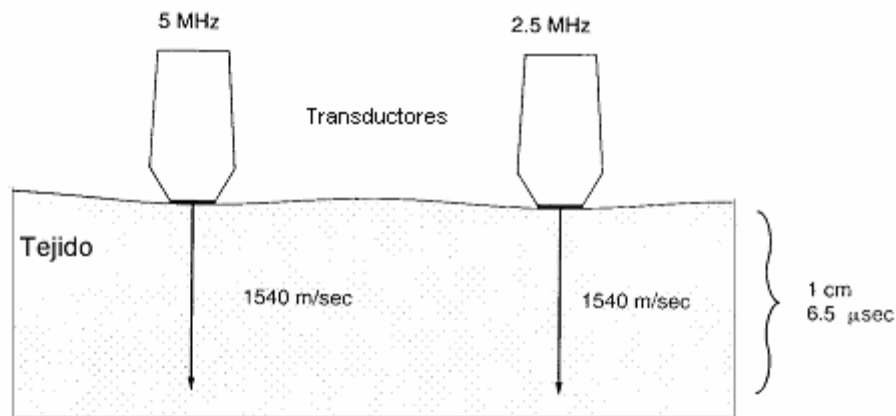


Figura 4. Representación de la velocidad del sonido donde se muestra que es igual en el mismo medio, aún con dos tipos de frecuencia diferente (Boon, 1998).

La velocidad a la que puede viajar el sonido es diferente en cada tejido. En la tabla 2 podemos observar la velocidad del sonido para cada tipo de tejido en el organismo (Boon, 1998); sin embargo todos los aparatos de ultrasonido tienen una computadora, la cual se basa en un promedio de velocidad de todos los tejidos de los órganos, la cual equivale a 1540 m/s (velocidad media en los tejidos vivos).

El tiempo que tarda un ultrasonido en regresar a el transductor calcula la profundidad a la que se refleja el sonido mostrándolo como distancia entre los diferentes órganos explorados en el monitor, y esto depende directamente de la velocidad del sonido para los diferentes tejidos. (Han, 2000).

**Tabla 2. Velocidad del sonido
en los tejidos**

Tejido	Velocidad (m/s)
Aire	330
Grasa	1440
Cerebro	1510
Hígado	1560
Riñón	1560
Músculo	1570
Sangre	1570
Hueso	4080

(Boon, 1998)

2. INTERACCIÓN DEL SONIDO CON LOS TEJIDOS

Un transductor de ultrasonido diagnóstico emite ondas de sonido de longitud de onda corta y frecuencia elevada, que interactúan con las interfaces de los tejidos; algunas ondas de sonido se reflejan de vuelta hacia el transductor y otras se transmiten hacia tejidos más profundos. Las ondas de sonido que se reflejan de vuelta hacia el transductor son llamadas ecos, estos son analizados por el ordenador y convertidos en imagen en una escala de grises en un monitor (Han, 1997).

Los ultrasonidos emitidos por el transductor interactúan de diferentes formas en los tejidos, y depende de esta interacción la forma en que los ecos regresan o se dispersan en cada tipo de órgano o tejido. Las diferentes formas de interacción del sonido con los tejidos son la impedancia acústica, atenuación (reflexión, absorción y dispersión) y refracción; es indispensable conocerlas para poder comprender la forma del comportamiento de los ecos bajo ciertas características y poder interpretar de manera adecuada las imágenes formadas en el monitor (Han, 2000).

a. Impedancia acústica

La impedancia acústica es la capacidad de los tejidos vivos de permitir o resistir la transmisión del sonido, y depende de la diferencia de densidad tisular con la que está conformado cada órgano; esta diferencia o interfase permite distinguir determinado tejido de otro siempre que estos tengan la capacidad de transmitir parte del sonido, puesto que cada interfase produce una superficie reflectante (Han, 2000).

Las superficies serosas proporcionan, a menudo, fuertes líneas de demarcación; estas superficies normales y acústicamente reflectantes a la onda de ultrasonidos se denominan reflectores especulares, pero hay quienes simplemente las llaman interfases reflectantes (Goddard, 1995).

La tabla 3 muestra el valor de la impedancia acústica de los diferentes tejidos y el aire.

Tabla 3. Impedancia acústica

Tejido	Impedancia acústica
Aire	0.00004
Grasa	1.38
Agua (50°)	1.54
Cerebro	1.58
Sangre	1.61
Riñón	1.62
Hígado	1.65
Músculo	1.70
Cristalino	1.84
Hueso	7.8

Impedancia acústica (z) = 10^6 kg/m²s

(Nyland, 2004)

El hueso es el órgano que refleja casi el 50 % de los ultrasonidos, el resto los absorbe; mientras que el aire o gas producen una *reflexión total*; en ambos casos la interfase se representa mediante una banda clara, muy reflectante, tras la cual no hay imagen visible, produciéndose en el monitor áreas oscuras correspondientes a las llamadas “*sombras acústicas*”. De igual forma se formarán detrás de los urolitos, cuerpos extraños como metales y el sulfato de bario sombras acústicas, ya que estos materiales impiden el paso del haz de sonido. Por el contrario, el agua o los líquidos facilitan la transmisión de los ultrasonidos hasta en un 100%; las estructuras situadas por detrás de espacios llenos de líquidos como puede ser en los casos donde hay presencia de ascitis o la vejiga se encuentre llena de orina, son especialmente visibles debido a que, a ese nivel, los ultrasonidos presentan una mayor intensidad, a esto se le llama “*refuerzo posterior*” (Fritsch, 1996; Han, 1997; Nyland, 2004).

b. Atenuación

A medida que los ultrasonidos avanzan e interactúan con los tejidos, van perdiendo intensidad o se van atenuando de diferentes maneras. La intensidad del ultrasonido se puede ir perdiendo por la presencia de diferentes tipos de atenuación, como son la reflexión, absorción y dispersión, la cual en general afecta directamente e influye en la resolución de la imagen mostrada en el monitor de los órganos explorados (Cartee, 1995; Han, 2000).

b.1. Reflexión

Cuando los ultrasonidos llegan a un medio con una densidad o interfase diferente cambian de dirección; a este fenómeno y tipo de atenuación se le llama reflexión. La cantidad de energía reflejada en forma de ecos depende del ángulo que toma el haz de acuerdo a la posición del transductor con el tejido al que llega, así como también de la impedancia acústica de cada tejido como ya se mencionó y a el tamaño de la interfase (superficie tisular) (Carrera, 1992).

En la figura 5 se esquematiza como el transductor emite un haz de sonido hacia una interfase, la cual provoca una reflexión y al pasar a otro medio o interfase diferente, el haz cambia de dirección (Nyland, 2004).

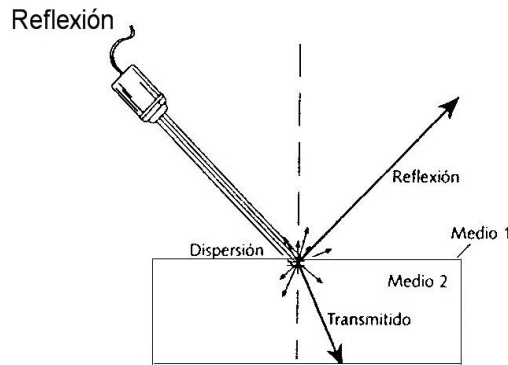


Figura 5. Esquematación de la reflexión y dispersión que sufre el haz de sonido por el paso de dos medios o interfases diferentes (Nyland, 2004).

La dirección que toma el haz de sonido cuando sufre de reflexión, dependerá del ángulo de incidencia y el porcentaje de reflexión se verá influenciado por la impedancia acústica y la velocidad del sonido a través de los diferentes tejidos.

El ángulo de incidencia determina el ángulo de reflexión como se muestra en la figura 6. Cuando el ángulo de incidencia es perpendicular al tejido explorado, entonces el ángulo es de cero grados y el sonido se refleja directo al transductor. Pero cuando el ángulo es de por ejemplo 90 grados o paralelo a la interfase no hay reflexión de ningún eco. Por lo tanto las mejores imágenes las podemos obtener cuando el ángulo es perpendicular a los tejidos (Boon, 1998).

Ahora bien, en cuanto a la influencia de la impedancia acústica y la velocidad con que atraviesa el sonido los tejidos, sobre la cantidad de reflexión producida, depende de la densidad y elasticidad tisular; por ejemplo cuando el haz encuentra aire o hueso, las grandes diferencias de velocidad en estos medios con los de otros tejidos blandos, causan una gran reflexión de los ecos (Nyland, 2004). Ejemplos muy claros son cuando la onda de sonido se encuentra con el estómago lleno de aire por deglución previa o con el tejido

óseo de una costilla, el resultado es una “reflexión total”, visto por el transductor, ya que no queda ningún resto de sonido por detrás que pueda generar una imagen, produciéndose una sombra ecográfica o acústica *anecóica*; ya que el aire y el hueso reflejan todos los ecos impidiendo una imagen en el monitor de órganos o tejidos situados por debajo de estos (Boon, 1998; Hoffer, 2004).

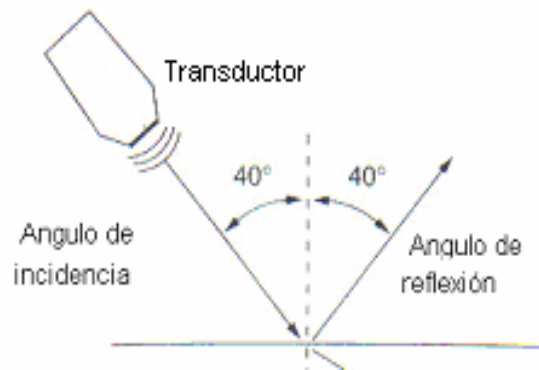


Figura 6. Representación del ángulo que toma el haz de sonido de acuerdo a la posición en que es dirigido el transductor, en donde el ángulo de reflexión será igual al ángulo de incidencia (Boon, 1998).

b.2. Absorción

La absorción forma parte de la interacción del sonido con los tejidos y a causa de esta el haz de ultrasonido también va debilitándose o atenuándose. Todos los órganos absorben parte de el ultrasonido en forma de calor conforme pasa a través de ellos, debido a la fricción que sufre la onda con las moléculas en movimiento de los diferentes tejidos. El porcentaje de absorción de cada órgano o tejido dependerá principalmente de su impedancia acústica, por ejemplo el hueso como ya se mencionó posee una absorción de casi el 50% de los ultrasonidos (Goddard, 1995; Han, 1997; Nyland, 2004).

b.3. Dispersión

La dispersión se produce cuando el haz de sonido se refleja en muchas direcciones a partir de las diferentes interfases, sin importar el ángulo de incidencia. Parte del sonido se refleja en tales direcciones que nunca alcanzará el transductor. En la figura 7 podemos ver la representación de la dispersión (Boon, 1998; Han, 1997).

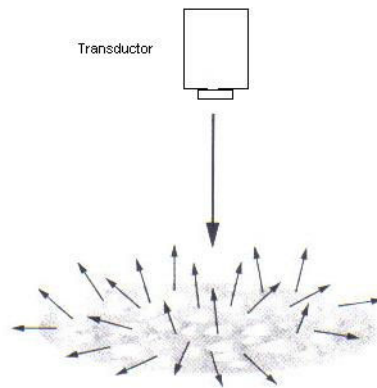


Figura 7. Dispersión del haz de sonido representada por flechas pequeñas. Se presenta al llegar a una interfase altamente reflectante como es el caso del hueso; los ecos al tener diferentes direcciones nunca regresarán al transductor por lo que no podrán ser interpretados y visualizados en el monitor (Boon, 1998).

c. Refracción

No todo el haz de sonido se pierde al sufrir algún tipo de atenuación, parte de este continúa su curso a una profundidad mayor, sufriendo de otro tipo de interacción con los tejidos, la cual es la refracción.

La refracción es la modificación de dirección del sonido cuando cambia de un medio a otro. Mientras mayor sea la diferencia de impedancia acústica entre dos tejidos, mayor será el grado de refracción. Como el sonido refractado viaja a diferente dirección, el ángulo de reflexión respecto a la fuente original es diferente, por lo tanto se pueden presentar errores en la posición de los órganos al momento de emitirse la imagen del ultrasonido, por que el transductor interpretará que el sonido viene de una sola dirección en ambas interfases. El error más común

es un incremento mínimo en la distancia de la posición de dos interfases de la que en realidad se encuentran (Boon, 1998).

III. EQUIPO PARA ECOGRAFÍA

Dentro del equipo que conforma un aparato de ultrasonido diagnóstico se encuentra un monitor en el cual se presentarán las imágenes, un ordenador o computadora que se encargará de procesar las señales o ecos recibidos y mandarlas al monitor, un centro de controles con diversas funciones con el objetivo de ajustar los ultrasonidos para poder obtener una mayor calidad en la imagen y principalmente uno o varios transductores con diferentes frecuencias y formas de emisión (Figura 8), los cuales se elegirán dependiendo del estudio que se desee realizar, el tamaño del paciente y ventana acústica de escaneo.

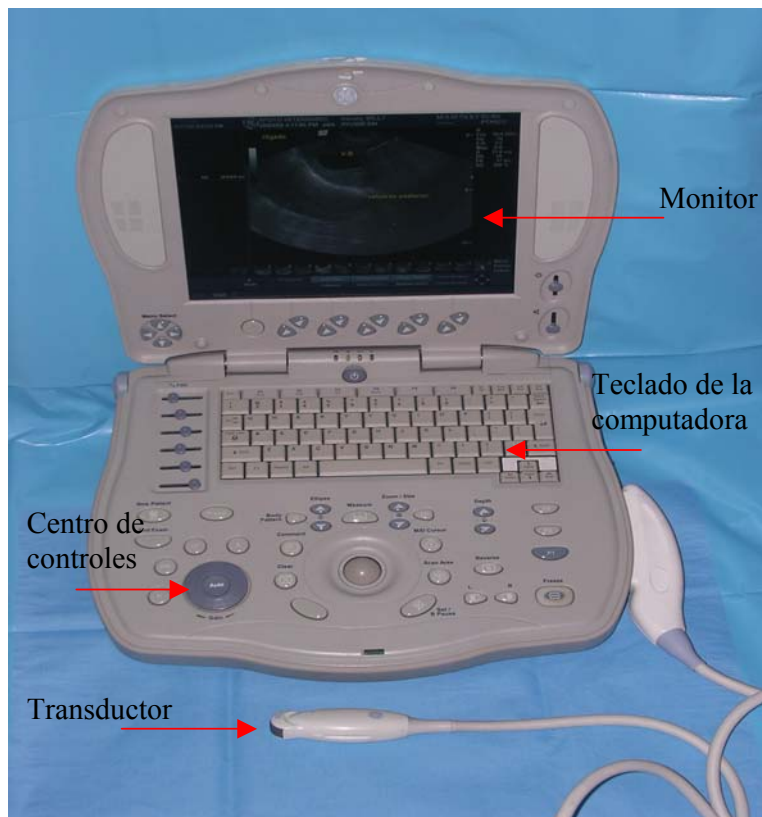


Figura 8. Equipo de ultrasonido portátil, el cual cuenta con un monitor, computadora, centro de controles integrados y un transductor el cual puede cambiarse.

1. MONITOR

El monitor siempre viene integrado al resto del equipo, aunque existen ordenadores ecográficos que cuentan con entradas especiales para poder utilizar monitores diferentes como los de televisión o computadoras normales.

El monitor básico puede ser en blanco y negro, aunque para el uso del sistema doppler color es indispensable que tenga la capacidad de presentar colores en la pantalla.

2. ORDENADOR O COMPUTADORA

El ordenador o computadora ecográfica ya viene configurada por el fabricante, uno de los puntos principales y universales para poder interpretar los ecos que recibe el transductor y ser mostrados en el monitor en forma de puntos, y calcular medidas diversas como la profundidad de los tejidos, es la de la velocidad del sonido a través de los tejidos, la cual es de 1540 m/s (Nyland, 2004).

3. CENTRO DE CONTROLES

El equipo de ultrasonido tiene varios controles para ajustar la imagen. Un ajuste inadecuado de cualquiera de estos puede reducir de modo importante la calidad de la imagen (Han, 1997). Existe solo un control para modificar la intensidad del sonido producido en el transductor; los demás controles se utilizan para ajustar la amplificación de los ecos que regresan (Nyland, 2004).

a. Focalización o zona focal

El punto focal es el centro de la parte más estrecha del haz a lo largo de su eje (Figura 16) y aunque el ultrasonido es una onda sonora, esta puede ser focalizada

(Goddard, 1995). El operador normalmente no puede alterar el diámetro del haz de los transductores de foco fijo, pero el conocimiento del punto donde el haz es más estrecho (punto focal) para un transductor determinado, permite situar la región de interés en el punto de máxima resolución lateral. La resolución disminuye cuando nos movemos lejos del punto focal, pero aún hay una resolución lateral aceptable durante algunos centímetros a lo largo del eje del haz, a cada lado del punto focal (zona focal) (Nyland, 2004).

Si se utilizan equipos de medicina humana es preciso considerar, que equipos de una misma frecuencia pueden presentar una focalización distinta, según el poder de penetración requerido (por ejemplo en niños o adultos). Algunos ecógrafos presentan transductores especiales para explorar distancias pequeñas y que permiten variar la focalización, permitiendo dar mayor contraste a una zona situada a determinada profundidad (Fritsch, 1996).

Los transductores de equipos más modernos se enfocan dinámicamente o permiten seleccionar la profundidad del punto focal manualmente en lugar de tener un punto focal fijo a una profundidad determinada. Con cualquiera de los métodos de enfoque, pueden distinguirse de manera óptima puntos que están a diferente distancia, sin que sea necesario cambiar los transductores para situar el área de la zona focal (Nyland, 2004).

b. Ganancia y potencia

Este es un control que nos permite obtener una ganancia en cuanto a la capacidad del transductor para poder recibir los ecos de retorno de los tejidos. Esto se puede comparar al volumen en un audífono; el aumento del volumen aumenta la capacidad de la persona para percibir sonidos (Han, 1997). Y a su vez al incrementar el nivel de este control, no solo el transductor incrementa la sensibilidad para captar ecos, sino también aumentara la potencia, lo que incrementa la intensidad de la onda de sonido que abandona el transductor.

El sonido se va atenuando a la misma velocidad; sin embargo, si se transmite una onda de sonido de mayor intensidad hacia los tejidos, la onda de sonido que regresa al transductor es también de mayor intensidad (Han, 2000).

Este control actúa modificando el voltaje que se aplica para hacer vibrar el cristal piezoeléctrico, regulando de ese modo la intensidad de la producción de sonido del transductor. Cuanto mayor es el pico de voltaje, mayor es la amplitud de vibración (intensidad) transmitida a los tejidos, por tal motivo el control tendría que ponerse tan baja como sea posible para obtener la mejor resolución y prevenir artefactos; esto se hace eligiendo la frecuencia adecuada del transductor que pueda penetrar hasta el área de interés sin necesitar niveles excesivos de potencia, obteniendo una imagen con buena resolución (Nyland, 2004).

c. Compensación tiempo – ganancia

Los ecos que regresan de estructuras muy profundas son más débiles que aquellos que se originan en estructuras superficiales, debido a la mayor atenuación del sonido, el tiempo de regreso del eco esta directamente relacionado con la profundidad de la superficie reflejante. Aumentando la ganancia, a medida que pasa el tiempo en que el eco regresa, se compensa selectivamente que los ecos más débiles lleguen al transductor desde las estructuras mas profundas. Este proceso se conoce como compensación tiempo ganancia la cual se representa gráficamente por una curva que se muestra en muchos monitores ecográficos. Esta curva representa la posición real de la ganancia a cada profundidad particular (Nyland, 2004).

Tres controles típicos que regulan la compensación tiempo – ganancia son:

c.1. Ganancia del campo cercano

c.2. Ganancia del campo lejano

c.3. Retraso

c.1 Ganancia de campo cercano

Controla la ganancia, de los ecos procedentes del campo cercano. Se debe de regular de tal forma que los ecos se mezclen uniformemente con los visualizados en el campo medio (Han, 1997).

La primera parte de la curva de compensación tiempo-ganancia normalmente consiste en una porción recta que representa los primeros cm de profundidad en la imagen visualizada según el control de ganancia cercana. El control de ganancia cercana tiene un nombre erróneo, porque a menudo actúa eliminando ecos potentes procedentes de estructuras superficiales en el campo cercano (Nyland, 2004).

c.2. Ganancia del campo lejano

Controla la ganancia electrónica añadida a los ecos que retornan desde el campo lejano (Han, 1997).

c.3. Retraso

También llamado punto de ruptura o punto de salida, controla la profundidad a la que se aplica por primera vez la ganancia. Este control se utiliza sólo cuando se estudian áreas que contienen líquido en el campo cercano, por ejemplo: ascitis o líquido pleural. Como el sonido no se atenúa mucho cuando atraviesa líquidos, las estructuras más profundas aparecen muy brillantes. El retraso del punto en el que se comienza la ganancia electrónica compensa la falta de atenuación al paso del líquido (Han, 2000).

Cuando se estudian tejidos normales no hay necesidad de aplicar ningún retraso a la compensación tiempo – ganancia (Han, 2000).

d. Control del rechazo

Los equipos pueden tener este control que sirve para eliminar los ecos más débiles de cualquier profundidad, que no contribuyan para la formación de la imagen. Al aumentar el control del rechazo se perderán gradualmente los ecos más fuertes de cualquier profundidad afectando la imagen. La mayoría de los ecografistas rara vez utilizan este control puesto que se pueden perder detalles muy sutiles del parénquima de los órganos (Nyland, 2004).

e. Profundidad

La profundidad permite ajustar la cantidad de tejido visualizado en el monitor. La profundidad desde la superficie del transductor se mide en centímetros. El área de interés, por ejemplo el riñón o corazón, debe de cubrir al menos dos tercios de la pantalla. Al disminuir la profundidad a visualizar, el área en el campo cercano se hace más grande (Han, 1997).

f. Brillo y contraste

En la mayoría de los aparatos existe una barra para los grises que muestra la capacidad para graduar los grises. Esta capacidad varía de 1664 a 128 tonos de gris. El brillo y el contraste se deben de ajustar de tal forma que pueda verse el negro, el blanco y todos los tonos de gris intermedios (Han, 1997).

4. TRANSDUCTOR

a. Conformación de un transductor

El transductor es la pieza más importante del equipo y esta formada por *cristales piezoeléctricos*. Se le da el nombre de cristal piezoeléctrico a aquel material capaz de convertir la energía eléctrica en ondas ultrasonoras; pero para lograr esto se requieren materiales que puedan vibrar a frecuencias muy elevadas. Hay una gran variedad de materiales para formar cristales piezoeléctricos que existen naturalmente o bien se fabrican; uno de ellos es el cuarzo, aunque en la actualidad se prefieren cristales de cerámica sintética como el zirconato-titanato de plomo o titanio de bario, que se consideran como los mejores, aunque no son cristales (Goddard, 1995; Pedrosa, 1997).

Ahora bien la frecuencia de resonancia de cada transductor varía y es única, es decir, no puede modificarse con los controles del ordenador y depende principalmente del grosor del cristal piezoeléctrico del que está conformado (Goddard, 1995). Aunque actualmente hay transductores de fabricación más reciente que poseen funciones multifrecuencia y nos permiten obtener una mayor resolución de la imagen sin tener la necesidad de cambiar los transductores (Nyland, 2004).

b. Mecanismo de un transductor

Una forma resumida y sencilla de comprender la manera en que trabaja un transductor es la siguiente. Primeramente necesitan una corriente eléctrica que es recibida directamente por el o los cristales piezoeléctricos que conforman al transductor, esta corriente estimula y provoca la vibración del o los cristales generando ondas de sonido de alta frecuencia inaudibles para el humano; después de enviar una serie de impulsos en forma de ultrasonidos, dirigidos a cualquier tipo de tejido; los cristales permanecen momentáneamente estáticos, en este

momento se activa un temporizador, de manera que se puede determinar el tiempo de regreso de cada eco separadamente y situarlo en la localización adecuada para formar una imagen en el monitor. La figura 9 simplifica el mecanismo del transductor y la formación de la imagen de los tejidos explorados en el monitor. El tiempo transcurrido representa la distancia y profundidad del transductor hacia los tejidos (Goddard, 1995, Han, 2000; Nyland, 2004).

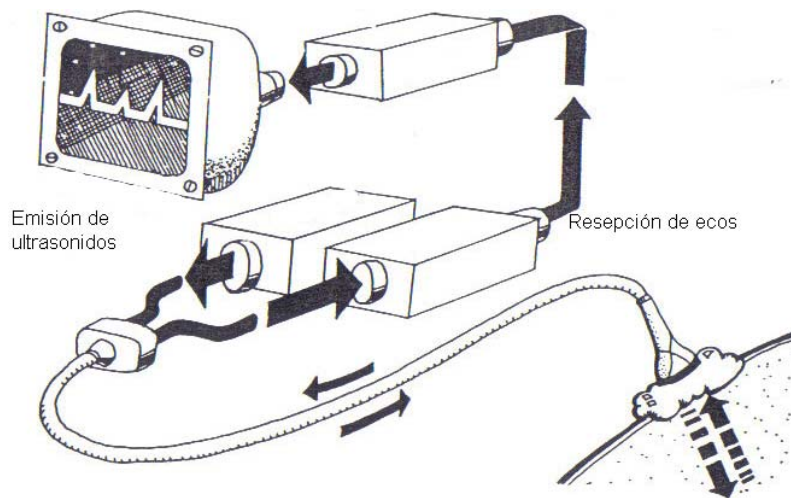


Figura 9. Mecanismo de la emisión de los ultrasonidos, donde se representa la emisión de ultrasonidos, recepción de los ecos y formación de la imagen, en un ecógrafo de modo A (Sabbagha, 1980).

Como ya se mencionó la formación de la imagen ecográfica se produce a través de los ultrasonidos generados por el transductor en forma de pulsos y no de manera continúa por lo que al proceso de la formación de la imagen se le ha denominado “principio pulso- eco”; así, siempre que hay un pulso del cristal piezoeléctrico tiene que pasar determinado tiempo para dar oportunidad de que los ecos regresen al transductor y puedan ser representados en forma de imagen; y se pueda emitir un nuevo pulso, la duración de cada pulso es aproximadamente de 0.2 milisegundos (Goddard, 1995, Nyland, 2004). En la figura 10 se muestra la diferencia entre la emisión continúa de una onda y el principio pulso eco (Pedrosa, 1997).

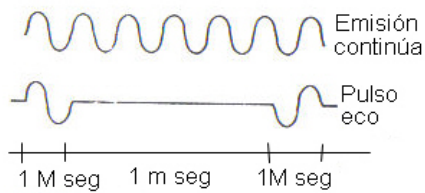


Figura 10. Diferencia esquemática entre una onda emitida en forma continua y otra en forma pulsada (Boon, 1998).

c. Aspectos físicos del transductor

Factores como la frecuencia de repetición de pulso, longitud del pulso, diámetro y ancho del haz del ultrasonido (resolución axial y lateral) y longitud focal, son aspectos físicos del transductor que afectan la resolución y calidad de la imagen obtenida en el monitor (Boon, 1998).

c.1. Frecuencia de repetición de pulso

El número de pulsos por segundo, se refiere a la frecuencia de repetición de pulsos por unidad de tiempo que emite un transductor y se mide en Hz. Por ejemplo si se emiten 10 pulsos por segundo como lo muestra la figura 11, entonces la frecuencia de repetición de pulsos es de 10 Hz. Ahora bien cada pulso puede tener cualquier número de ciclos, pero el ultrasonido diagnóstico emite un promedio de 2 a 3 ciclos por pulso.

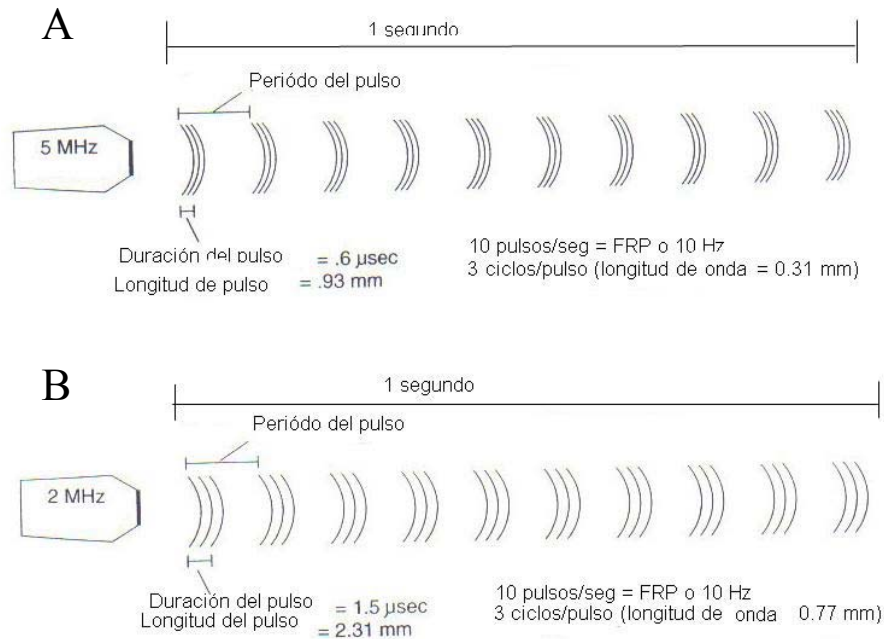


Figura 11. Frecuencia de repetición de pulso (FRP). Transductores con una FRP de 10 Hz, lo cual quiere decir que en un segundo se emitirán 10 pulsos y cada pulso estará constituido por 3 ciclos de onda de sonido; donde la diferencia que caracteriza a cada uno de ellos es la frecuencia de 5 y 2 MHz. a) Transductor de 5 Mhz con longitud de onda corta (0.31 mm) y muy poca duración ($0.6 \mu\text{s}$) del pulso. b) Transductor de 2 MHz con longitud de onda larga (0.77 mm) y duración del pulso más prolongada ($1.5 \mu\text{s}$) por que tiene una longitud de onda mucho más larga. Con este ejemplo aclaramos que transductores de alta frecuencia siempre tendrán una longitud de onda corta, y entre más corta sea la onda menor es el tiempo de duración del pulso, pues es más pequeño y viceversa (Boon, 1998).

La duración del pulso se mide en microsegundos y la longitud de pulso se mide en milímetros; ambas pueden disminuir si la frecuencia del transductor se incrementa por que la longitud de onda se acorta; y viceversa, si la frecuencia disminuye, la longitud de onda se alarga por lo que la duración y longitud del pulso se aumentan.

Es importante saber que si un eco no lo recibe el transductor y antes se genera un nuevo pulso, la computadora determina que el último eco del primer pulso es el último del segundo pulso y representa la señal recibida como un objeto

mucho más cercano de lo que realmente esta. Debido a esto se debe emplear una frecuencia de repetición de pulso lo más baja posible (Boon, 1998).

c.2. Resolución y sus tipos

La resolución es la capacidad de distinguir dos estructuras (tejidos u órganos) que se encuentren juntos o a una muy pequeña distancia de separación, como dos objetos u órganos diferentes (Boon, 1998; Nyland, 2004).

Se describen tres tipos de resolución para los ultrasonidos; resolución axial, lateral (Figura 12) (Nyland, 2004) y temporal (Boon, 1998).

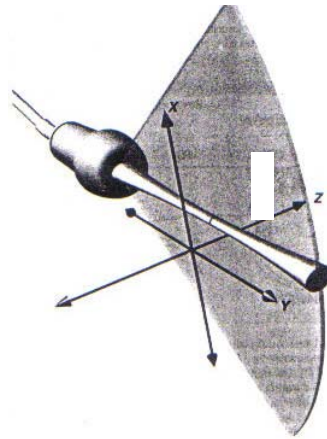


Figura 12. Representación tridimensional de la resolución axial y lateral. La resolución axial representada con la letra Y. La resolución lateral con la letra X. (Nyland, 2004)

Resolución axial

También llamada como resolución profunda o longitudinal (Boone, 1998); hace referencia a la capacidad de diferenciar dos interfases reflectantes que se sitúan a lo largo del eje longitudinal del haz de sonido transmitido (Han, 1997). Este tipo de resolución depende principalmente de la frecuencia (Fritsch, 1996) y es igual a la mitad de la longitud del pulso. Es decir que la distancia entre dos estructuras u órganos no puede ser más pequeña de lo que mide la mitad de la longitud del pulso para que puedan ser distinguidas como

dos objetos diferentes; por ejemplo, en la figura 13 se muestran dos objetos con una distancia entre ellos de 0.6 mm, escaneados por un transductor de 7.5 MHz con una longitud de pulso de 0.42 mm; la mitad de la longitud de pulso es 0.21. Como la distancia entre los dos objetos es de 0.6 mm y la mitad de la longitud de pulso es de 0.21 mm, por lo tanto la distancia entre los dos objetos es mayor que la longitud del pulso, y se distinguen en el monitor las dos estructuras diferentes. Ahora bien con el transductor de 2 MHz la longitud del pulso es de 1.54 mm, la mitad corresponde a 0.77 mm, y como la distancia entre los objetos es menor (0.6 mm) entonces las dos estructuras no pueden ser diferenciadas y se representan como un solo objeto (Boon, 1998). Resumiendo la longitud del pulso y el número de ciclos por pulso, dependen de la frecuencia; por lo que conforme aumenta esta, la longitud de onda y de pulso son más cortos y por consiguiente la resolución axial es mejor (Boon, 1998; Goddard, 1995; Han, 2000).

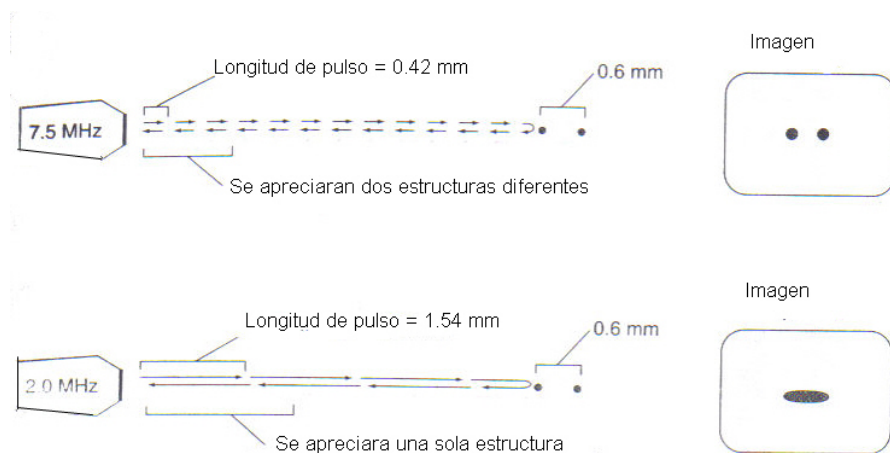


Figura 13. Resolución axial representada con dos transductores de diferente frecuencia en donde podemos observar que en el de mayor frecuencia la longitud de pulso es más corta que la distancia entre los dos objetos explorados, por lo que la computadora los puede registrar como dos estructuras individuales, a diferencia del transductor de menor frecuencia en donde la longitud de pulso es más larga y grande que la distancia entre los dos objetos, por lo que la computadora los representa como una sola estructura (Boon, 1998).

Resolución lateral

La resolución lateral hace referencia a la capacidad para diferenciar dos interfaces reflectantes que se sitúan en un plano perpendicular al eje del haz de sonido transmitido, y este tipo de resolución depende del ancho del haz de sonido; el cual depende a su vez del cristal piezoeléctrico, el diámetro y frecuencia del transductor (Boon, 1998; Han, 1996). La resolución lateral es igual al ancho del haz y esta es mejor cuando el ancho es más pequeño. En la imagen 14 observamos que el transductor A no puede diferenciar dos estructuras en el mismo plano, por que el diámetro del transductor emite un haz de sonido más ancho que la distancia entre los dos objetos. El transductor B tiene un diámetro más pequeño, por lo que el ancho del haz emitido es menor que la distancia que divide los dos objetos, y se muestra en el monitor los objetos de manera individual con una muy buena resolución (Boon, 1998; Fritsch, 1996; Han, 2000).

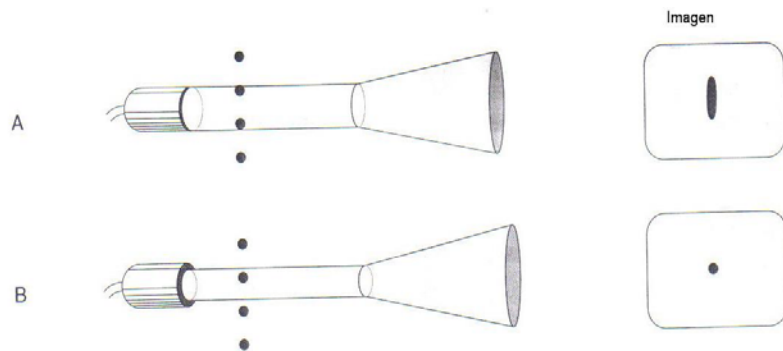


Figura 14. Resolución lateral. A. Transductor que emite un haz de sonido con un ancho mayor a la distancia entre los dos objetos, se observa como la resolución lateral no puede distinguir los dos objetos y los muestra como uno solo. B. Transductor que emite un haz de sonido con un ancho menor a la distancia entre los dos objetos; en este caso se aprecia cada objeto de manera individual (Boon, 1998).

Resolución temporal

Es el número de imágenes en tiempo real producidas a lo largo de un minuto; y depende de la frecuencia de repetición de los pulsos. Mientras mayor sea la frecuencia de repetición de pulsos, mejor será la resolución

temporal; aunque las estructuras que tienen un movimiento muy rápido requerirán de una mayor resolución temporal (Boon, 1998).

c.3. Longitud focal

En un transductor sin enfocar el haz de sonido comienza con el mismo ancho que tiene la salida del haz del transductor, pero este diverge o cambia mientras va viajando por los tejidos. La distancia entre el transductor y hasta donde el haz diverge, se le llama campo cercano del haz y el área posterior, recibe el nombre de campo lejano.

La longitud del campo cercano va a ser directamente proporcional al diámetro del haz e inversamente proporcional a la longitud de onda, como se muestra en la figura 15. Los transductores con diámetro grande producen menor divergencia en el campo lejano, por lo tanto transductores de alta frecuencia con diámetro grande producen campos cercanos más largos y campos lejanos más estrechos (Boon, 1998).

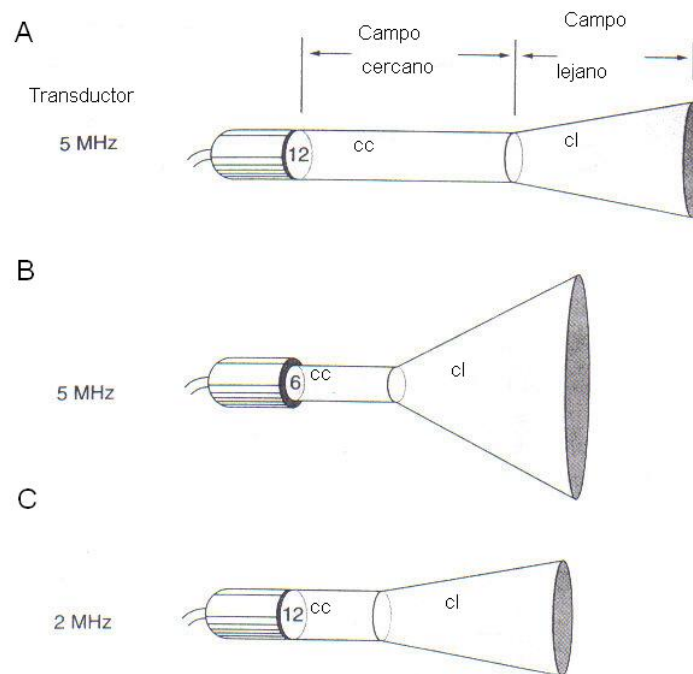


Figura 15. Campo cercano y lejano del haz de sonido. A. Transductor de 5 MHz con diámetro y ancho de haz en el campo cercano de 6 mm, el largo del campo cercano siempre será

inversamente proporcional a la longitud de onda, en este caso al ser un transductor de mayor frecuencia en comparación con el transductor B, su longitud de onda será más corta y por lo tanto la longitud del campo cercano también será corta (Boon, 1998).

c.4. Zona o punto focal

El haz puede ser enfocado utilizando una lente o un elemento curvo, mediante el control de focalización o zona focal del equipo, haciendo que el ancho del haz vaya disminuyendo a través del campo cercano hasta crear un punto focal; en el cual las interfases tendrán una mayor resolución, sin embargo el ancho del haz diverge rápidamente después del punto focal. Muchos transductores tienen más de un punto focal se aprecia en la figura 16. El examinador puede ajustar el punto focal, sin embargo no se puede seleccionar un punto focal más allá de la longitud del campo cercano del haz de sonido (Boon, 1998).

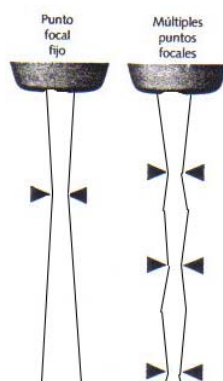


Figura 16. Representación de la zona o punto focal. Hay transductores que pueden emitir haces que tengan solamente una zona focal fija y otros que pueden tener varios puntos focales (Nyland, 2004).

d. Tipos de transductores

En la actualidad existen diversos tipos de transductores, los cuales se pueden clasificar de diferente manera; en este trabajo se describirán dos de estas clasificaciones; las cuales son en base a su conformación, mecanismo y/o forma en que trabajan; y en base a la forma en que proyectan el haz de ultrasonidos. Otras

clasificaciones pueden ser de acuerdo a su frecuencia y según la manera en que procesan el campo.

d.1. Tipos de transductores de acuerdo a su conformación y mecanismo

Existen dos tipos de transductores, los cuales trabajaran físicamente de manera diferente, de acuerdo con su conformación y mecanismo. Estos los podemos dividir en mecánicos y electrónicos (Fritsch, 1996; Han, 2000).

Transductores mecánicos

En los transductores mecánicos, el haz de ultrasonido proviene de un cristal único el cual se mueve por rotación propia, o bien emite el haz de sonido hacia un espejo móvil. Son más económicos y fáciles de construir, pero han sido sustituidos progresivamente por los sistemas electrónicos, más versátiles y con mayores ventajas (Pedrosa, 1997).

Transductores electrónicos

Los transductores electrónicos constan de un gran número de pequeños cristales que son pulsados electrónicamente, ya sea en disposición lineal o anular. El haz puede ser dirigido electrónicamente tanto en la emisión como en la recepción tomando en cuenta el tiempo de regreso de los ecos que determinan su profundidad, a este sistema se le conoce como focalización electrónica o dinámica (Pedrosa, 1997).

d.2. Tipos de transductores de acuerdo a la forma de emisión del haz

Existen tres tipos de transductores, los cuales se distinguen por la diferente forma que adquiere el haz de sonido al ser emitido, así como de su formato

final en la pantalla del monitor; estos son transductores lineales, convexos y sectoriales (Figura 17) (Fritsch, 1996).

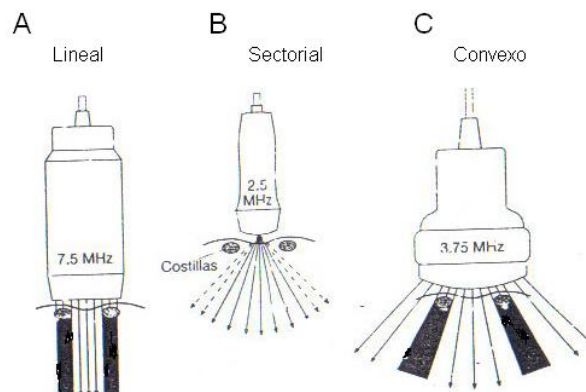


Figura 17. Tipos de transductores en base a su forma de emisión. A. Transductor lineal, observe como la emisión del sonido va en forma recta y se suspende la transmisión del haz justo en la zona posterior a las costillas, produciéndose una sombra. B. Transductor sectorial. Este tipo de transductor emite un haz en forma de abanico, el cual conforme profundiza los tejidos se vuelve más amplio, estos transductores son ideales para ser utilizados en ventanas acústicas pequeñas como el espacio intercostal, ya que evitamos la reflexión del sonido por el tejido óseo de las costillas. C. Transductor convexo. Emisión del haz en forma de filtro de café, al igual que A se forma una sombra posterior a las costillas por tener un ancho de haz demasiado grande, el cual no alcanza a esquivar las costillas (Hoffer, 2004).

Transductores lineales

El transductor lineal emite haces paralelos de ultrasonidos produciendo una imagen en el monitor en forma rectangular (Hoffer, 2004).

La ventaja de este tipo de transductores consiste en que ofrecen una imagen amplia con buena resolución lateral y del campo cercano, facilitando la orientación anatómica que se esta explorando; sin embargo su desventaja es que el gran tamaño de la superficie del transductor dificulta su acoplamiento sobre el paciente, pues cuando esta es curva la presencia de aire entre el transductor y la piel produce un desacoplamiento y suele generar

alteraciones en la imagen (Fritsch, 1996). También pueden influir considerablemente en la calidad de la imagen las sombras acústicas que se producen distal a las costillas (Figura 17), la presencia de aire en pulmones o el gas intestinal; por esta razón muy rara vez se utilizan transductores lineales para el examen de órganos torácicos o abdominales (Hoffer, 2004).

Sin embargo este tipo de transductor es de gran utilidad en áreas en donde no está limitado el tamaño de la ventana acústica y es ideal para ecografiar los tendones en evaluación de articulaciones principalmente en equinos o imágenes transrectales de pequeños y grandes animales, así como en algunos estudios de oído con medio de contraste (Han, 1997).

Transductores convexos

En este caso se trata de un transductor lineal pero con la superficie convexa, (Figura 17) por lo que emite ultrasonidos de forma divergente (Fritsch, 1996), y la forma de la imagen en el monitor se asemeja a la de un filtro de café (Hoffer, 2004). Este tipo de transductor produce una imagen de tipo sectorial que tiene un campo de visión mucho más amplio que el que produce uno de tipo lineal, además de tener la ventaja de presentar una menor superficie de acoplamiento y mantener una imagen amplia de las zonas profundas de las cavidades corporales. Resulta el transductor ideal para exploración abdominal en pequeños animales (Fritsch, 1996), ya que la principal ventaja de su superficie de acoplamiento convexa, reside en la posibilidad de desplazar el aire intestinal que degrada la calidad de la figura mediante un aumento paulatino de la presión del transductor sobre la piel (Hoffer, 2004). Actualmente este tipo de transductor cuenta con dos variedades en cuanto a su tamaño, uno es el convencional o normal y otro es el microconvexo (Figura 18). La ventaja de este último sobre el convencional es que se puede emplear en ventanas acústicas más pequeñas, incluso en espacios intercostales para poder realizar exploraciones cardiacas en algunos pacientes.

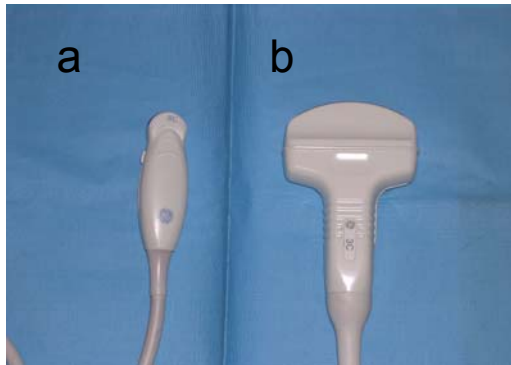


Figura 18. a. Transductor microconvexo. b. Transductor convexo.

Transductores sectoriales

Estos transductores (Figura 17) generan una imagen en forma de abanico que es muy estrecha en las proximidades del transductor y que se va haciendo cada vez más ancha a medida que va aumentando la profundidad de penetración (Hoffer, 2004). Su ventaja radica en su pequeño tamaño y manejabilidad, por lo que requiere una mínima superficie de acoplamiento que permite explorar a través de pequeñas ventanas acústicas, por ejemplo los espacios intercostales (Fritsch, 1996; Han, 2000). Debido a esto, los transductores sectoriales son particularmente útiles para evaluar órganos profundos y otras estructuras tales como el corazón, cuyo acceso se limita a una ventana intercostal estrecha (Nyland, 2004). Su desventaja principal es la de ofrecer una imagen muy pequeña del campo cercano y dificultad en la orientación anatómica (Fritsch, 1996) y la disminución del poder resolutorio a medida que aumenta la profundidad de penetración (Hoffer, 2004).

En cardiología este tipo de transductor con frecuencias bajas permite una mayor penetración y debido a la propagación del haz de sonido en abanico, aunque se utilice una ventana acústica intercostal estrecha será posible obtener una amplia representación del corazón, sin las indeseables sombras acústicas de las costillas (Hoffer, 2004).

e. Selección de un transductor.

Al seleccionar un transductor también se selecciona la frecuencia de ultrasonido que se utilizará para una exploración determinada, pues como ya se mencionó la frecuencia no puede modificarse mediante los controles del equipo; así, para cambiar la frecuencia en general es necesario que se elija un transductor diferente, si es que no se cuenta con un transductor multifrecuencia (Nyland, 2004).

El principal objetivo en la selección de un transductor es escoger la mayor frecuencia (resolución) que penetrará a la profundidad necesaria para una exploración determinada (Nyland, 2004) y la elección del transductor adecuado depende de la especie animal y del tipo de exploración a efectuar (Cartee, 1996; Fritsch, 1996).

Para poder seleccionar el mejor transductor de acuerdo a nuestras necesidades, es importante tener en cuenta y recordar que con una frecuencia alta, la onda de sonido generada es más corta y el grado de penetración es menor, aunque la resolución sea mayor; y viceversa, con una baja frecuencia, la onda ultrasónica es de mayor longitud y por lo tanto la penetración dentro de una cavidad corporal es mayor, pero la resolución será de menor calidad (Han, 2000; Nyland, 2004).

Por ejemplo los perros pequeños (menos de 10 kg) y los gatos pueden examinarse con transductores de 7.5 ó 10 MHz, ya que al utilizar frecuencias elevadas, obtendremos ultrasonidos de longitud corta con una alta resolución, sin la necesidad de requerir mayor penetración ya que estamos tratando con animales pequeños. Estas frecuencias elevadas también se utilizan para aplicaciones oftálmicas, pues no se requiere de mucha penetración. Los perros de tamaño medio necesitan frecuencias de 3 MHz o inferiores, las cuales nos darán longitudes de ondas largas, para poder obtener una mayor penetración. Dependiendo del equipo el ecografista puede necesitar cambiar los transductores varias veces durante la exploración para optimizar el equilibrio entre la resolución y la penetración (Nyland, 2004; Rantanen, 1998).

En pacientes delgados es conveniente utilizar frecuencias más altas y en pacientes obesos frecuencias bajas, aunque se tenga una menor resolución (Hoffer, 2004). El transductor de 5 MHz puede considerarse como el tipo estándar o de primera elección en ecografía de pequeños animales (Fritsch, 1996).

IV. MODOS DE ECOGRAFÍA

Existen tres modos ecográficos; modo A, modo B y modo M, de los cuales los últimos dos son los más empleados dentro de la ecografía veterinaria, en base a la forma final de la imagen y tipo de haz de sonido emitido (Nyland, 2004).

1. MODO A

El modo A (modo amplitud) fue el primer tipo de formato empleado (Han, 2000), y es el que en la actualidad se usa con menor frecuencia, pero aún puede tener una utilidad especial para estudios oftalmológicos y otras aplicaciones que requieren mediciones precisas de longitud o profundidad. El modo A es el más simple de los tres modos (Nyland, 2004). En esta modalidad la sonda se mantiene generalmente fija sobre la ventana acústica y el equipo registra la amplitud de los ecos que retornan del paciente. La señal aparece en el monitor como una serie de reflexiones verticales sobre una línea basal (Figura 19). La altura de los picos representa la amplitud del eco y la distancia entre dos reflexiones permite medir con precisión la distancia entre las estructuras corporales que las originaron (Pedrosa, 1997).

Cuanto más elevada sea la intensidad del sonido de retorno, más alto es el pico a esa profundidad de tejido. El modo A no se emplea para mostrar el movimiento de un tejido o la anatomía. La principal utilización en veterinaria, es la medición de la cantidad de grasa subcutánea en los cerdos (Han, 2000).

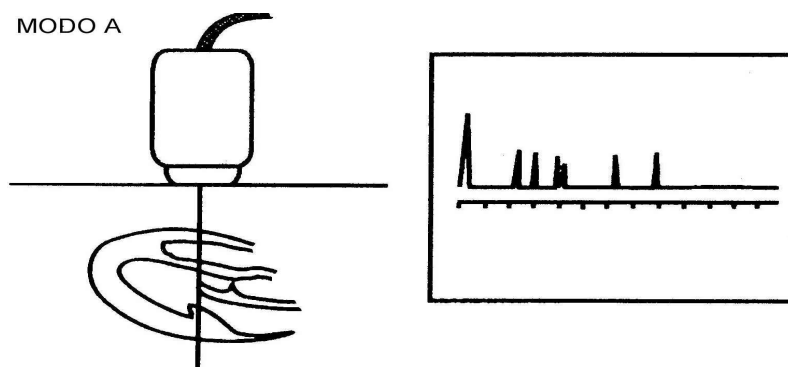


Figura 19. Esquema que representa el modo ecográfico A; donde las interfases del corazón se muestran en forma de picos en el monitor (Moreno, 1999).

2. MODO B

El modo B (modo brillo) también llamado tomografía ultrasónica o ecotomografía, se designa en la literatura inglesa como B-scan y a diferencia del modo A, representa los ecos que regresan en forma de puntos en lugar de picos.

En este modo el transductor es desplazado manualmente por el operador, el cual efectúa un rastreo sobre la piel. Los puntos brillantes provenientes de un gran número de cortes o posiciones son representados por que el haz de ultrasonido llega a los tejidos y regresa a la computadora, donde los reconstruye formando la imagen anatómica del tejido explorado y la muestra de manera bidimensional en un plano en el monitor (Figura 20) (Fritsch, 1996; Pedrosa, 1997).

El brillo o la escala de grises mostrada en la figura es proporcional a la amplitud de los ecos de regreso los cuales dependen a su vez de la impedancia acústica. La posición y profundidad de los tejidos presentada en el monitor, corresponde al tiempo que tarda el haz en regresar al transductor después de atravesar las diferentes interfases.

Esta modalidad ha sido la principal desde la década de los setenta y se emplea actualmente con fines diagnósticos (Fritsch, 1996; Green, 1996; Han, 2000; Nyland, 2004).

a. Modalidad 2D en tiempo real

Este procedimiento que es actualmente el más utilizado, representa un rastreo B en el que se hacen un gran número de cortes por unidad de tiempo. Comparado con los sistemas de rastreo manual, pueden obtenerse más de 150 cortes en un segundo, con lo que el ojo humano recibe la impresión de una imagen en movimiento en tonos de gris de secciones anatómicas transversales (Nyland, 2004; Pedrosa, 1997). Esta modalidad reduce el tiempo de exploración y permite examinar estructuras móviles, por lo que se le ha llamado “la fluoroscopia del

ultrasonido” y permite obtener información adicional como el movimiento del corazón, la pulsatilidad de las arterias o movimientos intestinales. La información dinámica puede ser grabada en videocinta o bien congelada para ser archivada en película o en una memoria de imagen (Pedrosa, 1997). Los tipos básicos de transductores de modo B en tiempo real son los transductores sectoriales que cuentan con una selección de varias configuraciones y también son capaces de producir imágenes en modo A, modo M y modo B (Nyland, 2004).

Una limitación de la ultrasonografía 2D es que no permite la medición exacta del volumen de los órganos estudiados (Oyarzun, 2003).

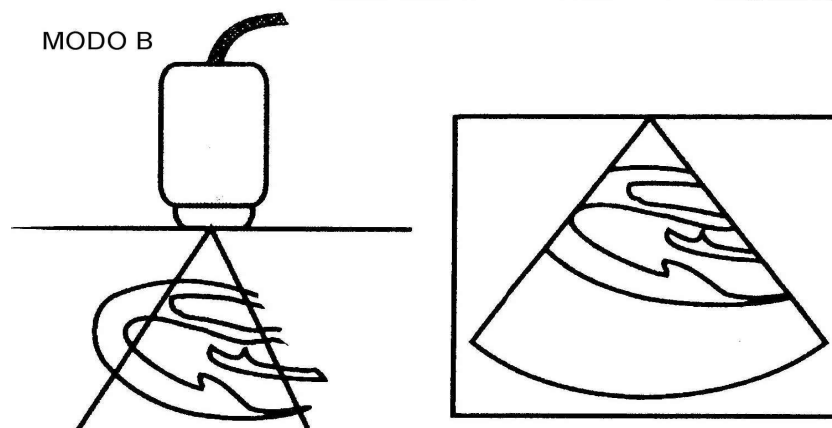


Figura 20. Modo ecográfico B, la imagen se forma en tiempo real en el monitor mediante puntos brillantes en una escala de grises (Moreno, 1999).

3. MODO M

El modo M (modo movimiento o tiempo movimiento), es la visualización continua de un corte fino de un órgano a lo largo del tiempo (Figura 21), se utiliza en ecocardiografía junto con el modo B para evaluar el tamaño de las cámaras y el movimiento de las válvulas y paredes cardíacas (Han, 2000). Dicho modo permite analizar en forma gráfica las superficies que están en movimiento; la sonda permanece fija sobre la piel y el haz se dirige hacia la estructura móvil. El eco aparece en el monitor como un punto brillante; un registro de tiempo–posición, proporciona una gráfica útil para su análisis clínico (Pedrosa, 1997). Las representaciones en modo M

registran, normalmente, la profundidad en el eje vertical y el tiempo en el eje horizontal (Nyland, 2004).

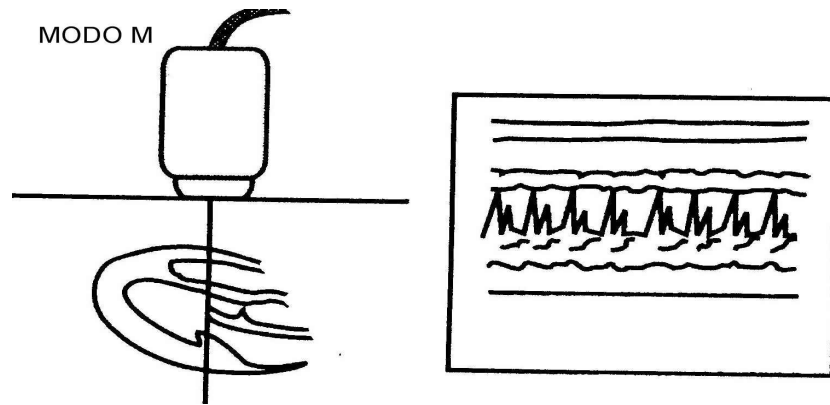


Figura 21. Modo ecográfico M, el cual muestra y registra el movimiento conforme avanza el tiempo en el plano horizontal y la profundidad de las interfaces en el plano vertical de los órganos revisados. Utilizado principalmente en ecografía (Moreno, 1999).

4. OTRAS VARIEDADES DE ECOGRAFÍA.

a. Imagen en tercera dimensión (3D)

El término ultrasonido en 3 D o abreviado US3-D, se utiliza para designar la imagen de la información ecoultrasónica en el espacio tridimensional. Por medio de computadoras se utilizan algoritmos de representación de volumen y de reconstrucción multiplanar (Stoopen, 2002). La ecografía tridimensional se define como la reconstrucción volumétrica de imágenes de órganos a partir de la información obtenida por ultrasonido convencional. El objetivo de esta tecnología es incrementar la información obtenida del ultrasonido convencional y aumentar la precisión diagnóstica de este examen mediante el análisis multiplanar de las imágenes y la posibilidad de reorientar las estructuras de tal modo que permite observar cortes imposibles de obtener durante el examen en tiempo real.

Esto es posible gracias a que la información recogida por el transductor se traspa digitalmente a un programa computacional, el cual ordena los ecos y los muestra en un espacio virtual tridimensional. Cada unidad de información es llamada “voxel” que es una palabra derivada de la palabra “píxel” que implica información en dos dimensiones. El voxel contiene información sobre la ubicación en altura, profundidad y ancho en el espacio 3 D virtual. Esto es posible, puesto que un eco recibido desde un órgano profundo llega más retardado y más débil que un eco del mismo órgano más cercano al transductor. Esta diferencia en la frecuencia y longitud de onda se utilizan para describir al tercer vector, que es la profundidad del voxel (Oyarzun, 2003).

Este tipo de ultrasonido se utiliza mucho en gineco-obstetricia humana para la búsqueda de anomalías fetales como fisura del labio, el maxilar y el paladar (labio leporino) principalmente durante el primer trimestre del embarazo (Stoopen, 2002). Con esta técnica hoy es posible reproducir con sorprendente exactitud la fisonomía de la cabeza fetal (Figura 22) (Hoffer, 2004; Nyland, 2004). También se ha utilizado para la revisión de las extremidades y diagnóstico de polidactilias; la reconstrucción tridimensional en transparencia permite observar tanto la superficie como las estructuras subyacentes. En el caso del feto, permite ver la posición de los órganos en su interior, como el hígado, estómago, riñones, vejiga y corazón, como ejemplo la figura 23, nos muestra un feto canino de 45 días, en donde se aprecia en 3-D los flujos sanguíneos del corazón, aorta y vena cava caudal. Es de utilidad cuando se sospecha de síndromes de mal posición, la reconstrucción 3- D con máxima intensidad permite observar sólo el esqueleto, lo que se ha utilizado para el diagnóstico de patologías de columna vertebral entre las más frecuentes (Oyarzun, 2003).

Dentro de sus limitaciones, la tecnología 3D actual no permite visualizar las imágenes en tiempo real, lo que implica que las imágenes deben ser estudiadas en forma diferida. La precisión en su adquisición de la imagen determinará su calidad, ya que su obtención demora de 2 a 15 segundos. Durante este tiempo, el objeto debe estar inmóvil, si hay movimiento la reconstrucción 3D se verá borrosa (Oyarzun, 2003).

Este tipo de ecografía se utiliza actualmente en medicina equina, para visualizar tendones y ligamentos como el flexor digital superficial, en lesiones de las extremidades (Rantanen, 1998; Ref, 1998).

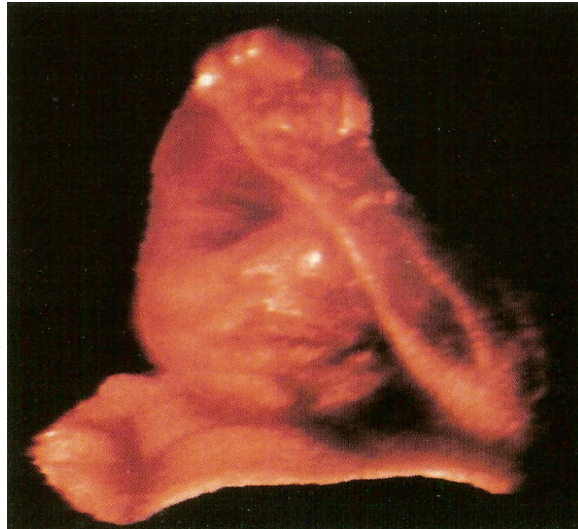


Figura 22. Ecografía tridimensional (3-D) de interpretación de superficie de un feto humano de 29 semanas (cara y brazo) (Nyland, 2004)

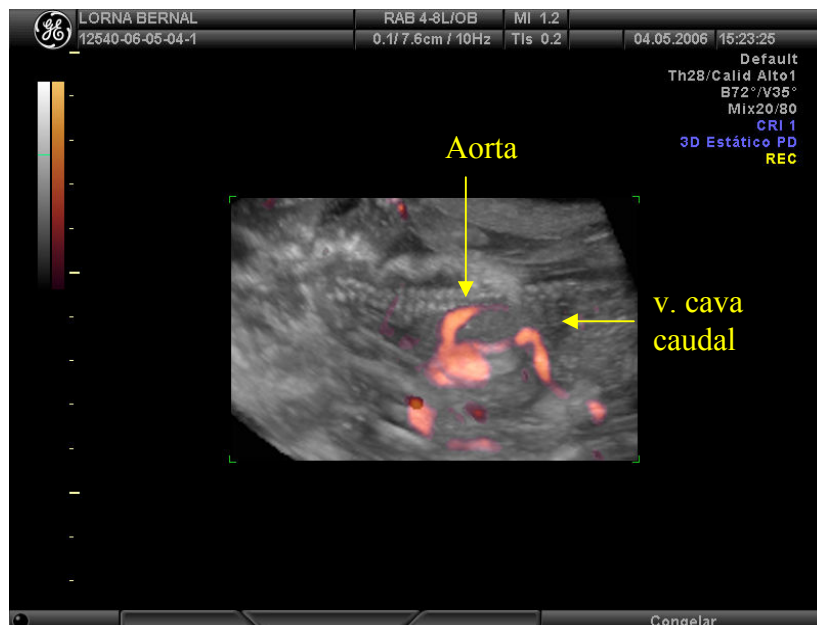


Figura 23. Imagen de feto canino de 45 días donde se observa en tercera dimensión los flujos sanguíneos tanto en corazón como de la entrada y salida de sus grandes vasos (aorta, vena cava caudal).

b. Tercera dimensión tiempo real (4D)

Esta modalidad no es más que la obtención de imágenes en 3D pero en tiempo real. Esta variedad facilita tanto la obtención de la imagen como su interpretación.

V. TERMINOLOGÍA DESCRIPTIVA E INTERPRETACIÓN

Los términos utilizados para describir el aspecto de las imágenes ecográficas de la modalidad B, referidos a la intensidad de los ecos del tejido, la atenuación y la textura de la imagen tienen la misma calificación terminológica (Nyland, 2004).

En la lectura de las imágenes ecográficas se utilizan diferentes términos, que se emplean para describir la textura de los tejidos y se muestran en la figura 24.

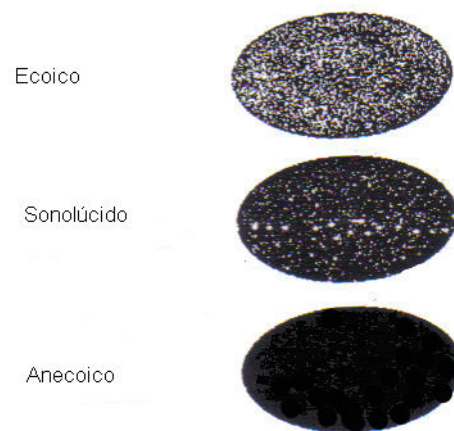


Figura 24. Representación de la terminología descriptiva de la ecogenicidad (Han, 2000).

1. ECOGÉNICO O ECOICO

Los tejidos u órganos que presentan muchas diferencias o saltos de impedancia acústica entre ellos, producen numerosos ecos y por lo tanto aparecen las imágenes como “ricos en eco” o ecogénicos y se observan de color blanco o con tonalidad clara y brillante; por lo regular las estructuras sólidas suelen ser ecogénicas (Figura 24).

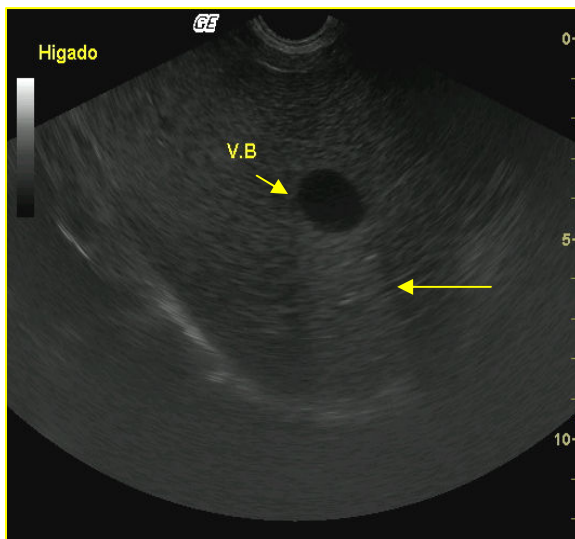
2. SONOLÚCIDO

Se refiere a la detección de solo unos cuantos ecos recibidos, posterior a la atenuación del haz. Estas áreas se ven negras u oscuras en la pantalla (Figura 24) (Han, 1997).

3. ANECOICO O ANECOGENICO

Se emplea para describir el tejido que transmite todo el sonido hacia otras interfases más profundas no reflejando ningún eco hacia el transductor. Las áreas anecoicas se ven de color negro en la pantalla (Figura 24) y suelen corresponder a estructuras rellenas de líquido, como la sangre, orina, bilis, líquido cefalorraquídeo, derrame pericárdico o pleural, ascitis y quistes. La Figura 25 muestra como la vesícula biliar de un canino se observa completamente anecoica a consecuencia del fluido biliar contenido en su interior (Hoffer, 2004).

1.



2.

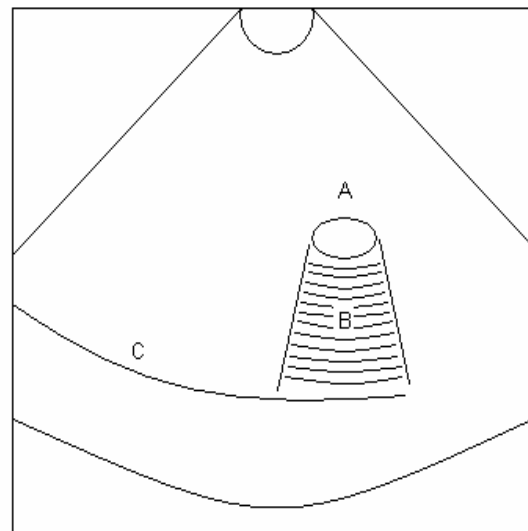


Figura 25. 1. Vesícula biliar (VB). La vesícula biliar se muestra anecoica por el fluido en su interior, nótese el refuerzo posterior que produce el contenido biliar (flecha larga). 2. A) Vesícula biliar, B) Refuerzo posterior, C) Interfase hepática.

Los tejidos blandos no solo quedan representados en blanco o negro, sino que también pueden aparecer distintas escalas de grises. Para describir estas áreas se ha establecido terminología comparativa adicional:

4. ISOECOICO O ISOECOGÉNICO

Se utiliza para describir los tejidos que muestran la misma ecogenicidad de aquellos que los rodean o con los que son comparados, por ejemplo el hígado en la mayoría de las ocasiones es isoecóico con la corteza renal (Han, 1997; Pedrosa, 1997).

5. HIPOECOICO O HIPOECOGÉNICO

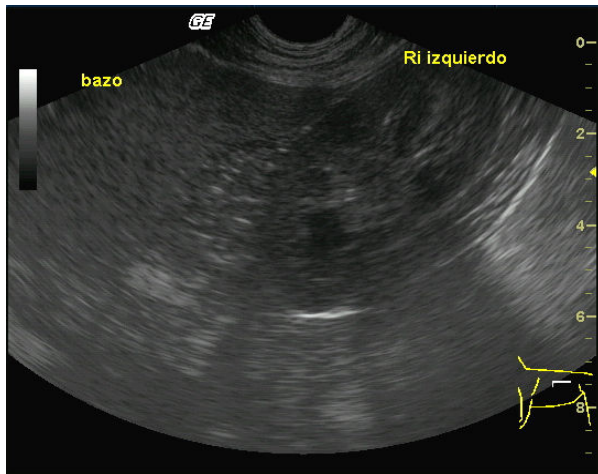
Los órganos con pocos saltos de impedancia aparecen como “pobres en ecos” u oscuros y puede emplearse de manera relativa, si al compararlos con otro el primero “tiene menos ecos” o “es de menor ecogenicidad”. Estos aparecen más oscuros que los tejidos circundantes, como ejemplo podemos citar que el hígado es hipoecogénico en relación con el bazo; refiriéndose a que el hígado se verá más oscuro que el bazo, y este último se vera más blanco y brillante (Han, 1997; Pedrosa, 1997).

6. HIPERECOICO O HIPERECOGÉNICO

Como termino absoluto significa “con muchos ecos”; como término relativo “con más ecos que” o “de mayor ecogenicidad que”. Las estructuras aparecen más brillantes que los tejidos circundantes; retomando el ejemplo anterior también se puede decir que el bazo es hiperecóico en comparación con el hígado (Han, 1997; Pedrosa, 1997).

Otro ejemplo claro y representativo es la figura 26, donde se muestra como el bazo es hiperecoico en comparación con el riñón en un canino.

1.



2.

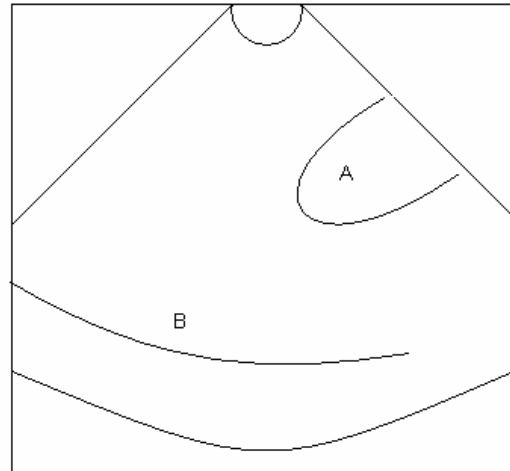


Figura 26. 1. Bazo y riñón izquierdo de un canino. Observe como el bazo es hiperecogico en relación con riñón. 2. A) Riñón, B) Bazo.

Muchos aparatos de ultrasonido generan la imagen a partir de un almacén digital de cuadros. La imagen esta formada por pequeños rectángulos grises llamados “pixels”, de manera que el resultado es un mosaico de elementos muy finos. En cada píxel la sombra de gris que se muestra corresponde a la amplitud del eco, almacenada como un número en una memoria de estado sólido, en relación con el punto adecuado del corte (Benett, 1990).

Los términos utilizados para describir la textura de la imagen son quizá los más difíciles de estandarizar debido a la naturaleza subjetiva de la interpretación. Sin embargo el tamaño, el espaciamiento y la regularidad de los puntos que constituyen el padrón de un órgano determinado son importantes. Los puntos pueden ser pequeños medianos o grandes y pueden estar muy próximos o ampliamente espaciados. Una textura fina o grosera del parénquima se refiere al tamaño pequeño o grande del punto respectivamente. Una textura uniforme sugiere un tamaño y espaciamiento similar de los puntos por todo el parénquima.

Los términos uniforme y no uniforme pueden hacer referencia tanto a la ecogenicidad como a la textura. Por lo tanto se tendría que especificar la ecogenicidad y la textura separadamente. Por ejemplo uno tendría que especificar ecogenicidad heterogénea (no uniforme) del parénquima o textura heterogénea del parénquima o ambas. Indicar

simplemente que el parénquima presenta un aspecto uniforme es confuso, ya que puede no ser uniforme la ecogenicidad, la textura o ambas. (Nyland, 2004)

VI. ARTEFACTOS

Para optimizar el valor diagnóstico de las imágenes ecográficas es esencial tener presente las propiedades físicas del sonido así como reconocer los diversos artefactos de la formación de imagen que se producen de manera frecuente durante la exploración ecográfica veterinaria (Nyland, 2004).

Los artefactos en la formación de la imagen son fenómenos de representación que no muestran apropiadamente las estructuras de las que se debe formar la imagen. Muchos artefactos son producidos por el uso inapropiado del equipo, posición inadecuada de los controles del equipo, procedimientos de exploración inadecuados o mala preparación del paciente pueden producir confusión; afectando la calidad de la imagen y por lo tanto su interpretación (Nyland, 2004).

Sin embargo hay artefactos útiles que son el resultado de la interacción del ultrasonido y la materia, estos mejoran la interpretación y son producidos bajo condiciones técnicas apropiadas (Nyland, 2004).

Hay muchas variedades y clasificaciones para los artefactos, en este trabajo los clasificaremos en: los que añaden intensidad de eco a la imagen (resolución), los que quitan intensidad a la misma (atenuación) y los que distorsionan la posición correcta de los ecos (propagación) (Tabla 4) (Pedrosa, 1997). Hay gran número de artefactos que en realidad tienen poca importancia clínica, pero hay varios de ellos que todo operador debe de tener en cuenta (Benett, 1990).

Tabla 4. Clasificación de los artefactos más comunes en ecografía

Mecanismo	Artefacto
a) Propagación	Reverberación
	Cola de cometa
	Imagen en espejo
	Lóbulo lateral
	Refracción y refocalización
	Artefacto de velocidad no constante (error de velocidad de propagación)
b) Resolución	Limitación en resolución axial
	Limitación en resolución lateral
	Espesor de capa o falso sedimento
c) Atenuación	Refuerzo acústico posterior
	Sombra acústica
	Sombra acústica lateral o en la orilla
d) Diversos	Artefactos de manipulación

(Pedrosa, 1997)

1. ARTEFACTOS DE PROPAGACIÓN

a. Reverberación

La reverberación es la producción de ecos falsos y se debe a dos o más reflectores en el trayecto del haz (Nyland, 2004). Los ecos teóricamente deben de regresar del lugar de su reflexión al transductor del ultrasonido, el tiempo que tardan en llegar es el principio por el cual el procesador determina la profundidad del sitio de la reflexión, sin embargo no siempre sucede así. Puede pasar que las ondas de sonido reflejadas encuentren a su regreso diferencias o saltos de impedancia que las envíen parcialmente de nuevo a la profundidad (Hoffer, 2004; Rantanen, 1998). A partir de un pulso de ultrasonido, el eco es totalmente reflejado desde una superficie altamente reflectante (como el gas),

entonces rebota de un lado a otro entre el transductor y el gas creando múltiples ecos (Nyland, 2004).

El aumento del tiempo para la llegada del eco al transductor es interpretado por el procesador como correspondiente a una distancia mayor, por lo que estos ecos serán representados erróneamente en la imagen a mayor profundidad de la real, (Hoffer, 2004; Kirberger, 1995) pero con una intensidad disminuida (Goddard, 1995).

El primer reflector es normalmente la interfase piel–transductor, llamado reverberación externa, que es el artefacto de contacto creado por la interposición de la interfase correspondiente al aire entre el transductor y el paciente. Los reflectores internos tales como el hueso y gas (por ejemplo segmentos de intestino llenos de gas en su lumen localizados superficialmente) (figuras 27 y 28), son también causas comunes de reverberación. En el examen ecográfico abdominal en humanos las reverberaciones tienden a darse con mayor frecuencia en pacientes obesos, debido a la gran desproporción entre la impedancia acústica de la grasa y de los órganos abdominales (Nyland, 2004).

En condiciones normales, la reverberación sólo afecta a la superficie proximal de una estructura anecoica (Benett, 1990).

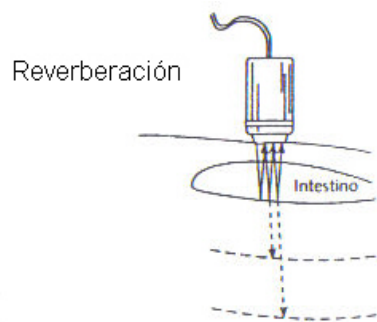
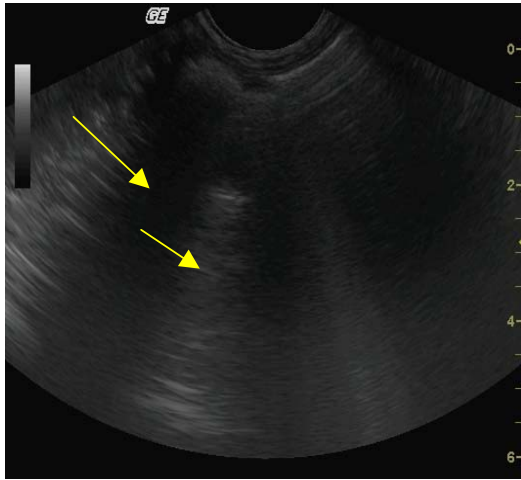


Figura 27. Reverberación. Dibujo que representa un asa intestinal con gas, correspondiente a una interfase altamente reflectante que ocasiona que los ecos reboten antes de regresar al transductor, produciendo el artefacto de reverberación (Nyland, 2004).

1.



2.

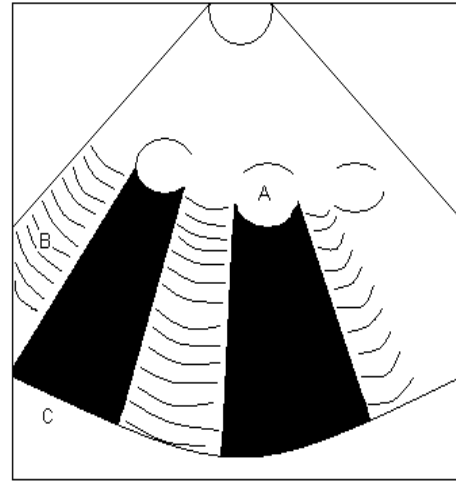
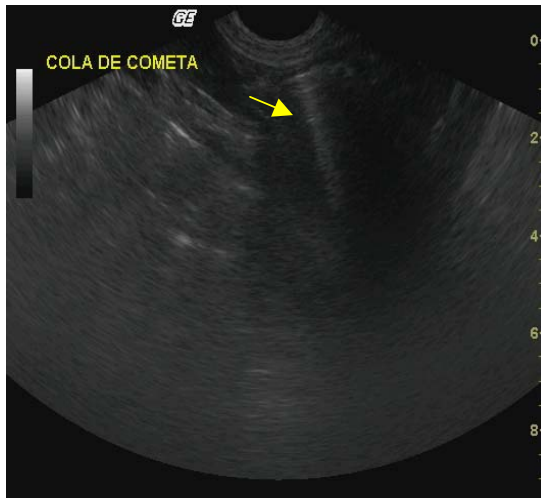


Figura 28. 1. Reverberación y sombra acústica a causa de un asa intestinal con gas. Cuando en la exploración encontramos gases, a parte de que se puede producir reverberación (flecha corta), también se origina el artefacto de sombra acústica (flecha larga) por el impedimento de transmisión del sonido que causa el gas o aire. 2. A) Asa intestinal, B) Reverberación, C) Sombra acústica.

b. Cola de cometa

Se trata de un tipo especial de reverberación (Figura 29). Es una columna de eco de gran amplitud que se produce distal a una intensa interfase entre dos medios con gran diferencia de impedancia acústica entre ellos, por ejemplo tejido y gas. Es un artefacto de reverberación, útil para reconocer gas en el hígado, objetos metálicos como cuerpos extraños o agujas de biopsia (Kirberger, 1995; Nyland 2004; Pedrosa, 1997).

1.



2.

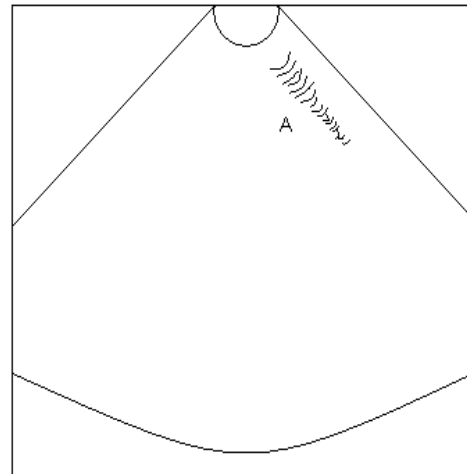


Figura 29. 1. Artefacto de reverberación en forma de cola de cometa. Se forma por la presencia de gas en el intestino, observe la forma característica de un cometa distal al asa intestinal. 2. A) Cola de cometa.

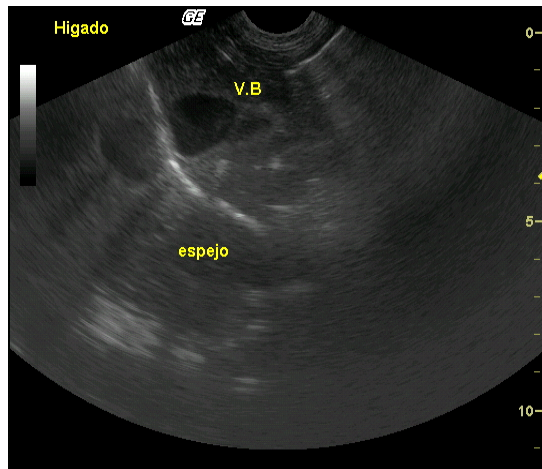
c. Imagen de espejo

Sobre superficies fuertemente reflectoras, como por ejemplo la interfase diafragma-pulmón, las ondas de ultrasonido pueden desviarse y generar un artefacto en espejo del otro lado del diafragma. Las ondas se desvían lateralmente a nivel del diafragma, después chocan con una superficie reflectora, de allí vuelven al diafragma y luego se desvían nuevamente hacia el transductor (Hoffer, 2004). Se produce una imagen en espejo en esta posición errónea debido al incremento del tiempo de ida y vuelta del ultrasonido. Ejemplos claros son el reflejo de la interfase en pulmones-corazón, donde se pueden observar dos corazones; así como una falsa posición del hígado y la vesícula biliar dentro de la cavidad torácica, por el retraso de los ecos, al tener contacto con el diafragma y los pulmones (Figuras 30 y 31) (Kirberger, 1995; Nyland, 2004).



Figura 30. Esquema de imagen en espejo de la vesícula dentro de cavidad torácica (Nyland, 2004).

1.



2.

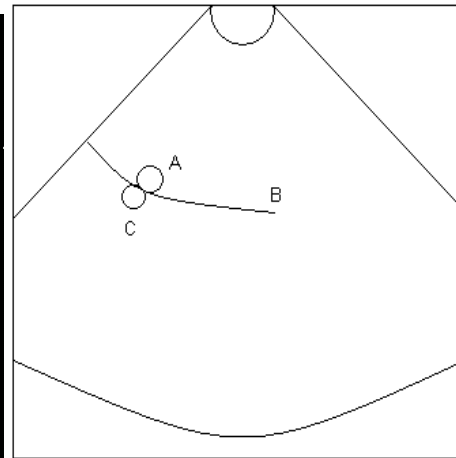


Figura 31. 1. Artefacto de espejo de la vesícula biliar (VB) en cavidad torácica. El retraso que sufren los ecos para llegar al transductor, por el desvío del haz de sonido al pasar por una superficie oblicua, y con saltos de impedancia como el diafragma y después encontrarse con el aire de los pulmones, ocasionan que la computadora interprete erróneamente y muestre otra imagen igual que la real pero a una distancia más profunda. 2. A) Vesícula biliar, B) Interfase diafragmática, C) Falsa imagen de la vesícula biliar.

d. Artefacto de lóbulo lateral

Cuando un transductor genera un haz sonoro siempre hay un pequeño número de haces auxiliares que se generan al mismo tiempo. Estos haces se presentan en ángulo divergente con respecto al haz principal y se llaman lóbulos laterales (Figura 32). Los ecos que generan las estructuras que se encuentran dentro del haz de estos lóbulos laterales aparecen como si hubieran sido generados en el eje del haz principal y así

producen artefactos. El signo especialmente notable del artefacto es la aparición de una línea curva hacia abajo que se proyecta de cualquier superficie reflectora poderosa (Benett, 1990). Las superficies curvas, como el diafragma, la vejiga, la vesícula biliar y una interfase altamente reflectora como el aire, son condiciones frecuentes en las que se producen artefactos de lóbulo lateral. Los ecos de lóbulo lateral son considerablemente menos intensos que los originados por el haz principal; y desaparecerán con diferentes posiciones del transductor mientras los ecos reales persistirán. Este artefacto puede desaparecer cuando el punto focal de un transductor se sitúa a una profundidad mayor (Nyland, 2004).

Los fabricantes de la mayoría de los equipos modernos han tomado medidas para reducir la importancia de estos artefactos. Una de ellas incluye la técnica de “descomponer” cada elemento del transductor en cuatro o más elementos más pequeños. En consecuencia, se rompe el modelo del lóbulo lateral, de manera que la intensidad de los ecos falsos se reduce a un nivel bajo.

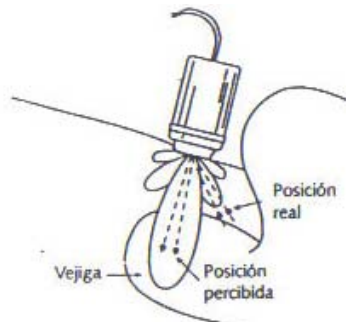


Figura 32. Representación esquemática del lóbulo lateral. Los ecos que generan los haces accesorios de sonido son interpretados como si fueran los originados por el haz principal, formando líneas curvas que parecieran que son prolongaciones de los órganos explorados, principalmente se observa este artefacto en interfases redondeadas (Nyland, 2004).

e. Refracción y refocalización

La refracción del haz de ultrasonidos se produce cuando la onda de sonido incidente atraviesa tejidos de diferente impedancia acústica. La onda transmitida al segundo medio cambia de dirección. Esto puede hacer que un órgano reflector sea representado como una doble imagen (Nyland, 2004). Un quiste puede actuar como lente acústica y

modificar el sentido del haz, ya sea desviándolo lateralmente o focalizándolo en otro sitio (Pedrosa, 1997). También la influencia de los controles determina la presencia de este artefacto, si la ganancia es demasiado intensa, es posible observar una falsa reflexión procedentes de estructuras homogéneas (Goddard, 1995). La refracción también se puede dar entre el bazo o el hígado y la grasa adyacente (Nyland, 2004).

f.- Artefacto de velocidad no constante (errores de velocidad de propagación)

Como ya se ha mencionado la relación entre el tiempo y la distancia se basa en la suposición de que la velocidad del sonido es una constante, 1540 m/s en la mayoría de los tejidos biológicos. Este valor estándar se utiliza para calibrar las mediciones de distancia en las máquinas de ultrasonidos. Sin embargo se ha demostrado, que por ejemplo, la velocidad del sonido en la grasa es de unos 1450 m/s. Esta diferencia puede explicar la distorsión de la imagen y los errores de medición en ciertas situaciones. En humanos las masas grasas hiperecogénicas en el hígado se asocian a un desplazamiento artefactual (falso) posterior del diafragma. Este desplazamiento erróneo se explica por la menor velocidad del sonido en la grasa, que alarga el tiempo de retorno de los ecos y por consiguiente aumenta la distancia (Kirberger, 1995; Nyland, 2004).

2. Artefactos de resolución

a. Errores por la limitación de resolución axial y lateral

La falta de capacidad para diferenciar dos interfaces implica una pérdida en el detalle y la posible omisión de un diagnóstico (Pedrosa, 1997).

Con respecto a la resolución axial, dos estructuras no pueden estar más cerca de lo que mide la mitad de la longitud del pulso para que puedan ser distinguidas como dos objetos diferentes (figura 14), de lo contrario solo se representara como una sola interfase (Han, 1997).

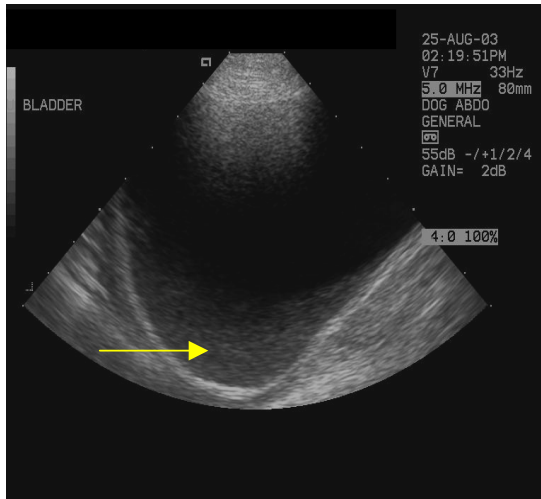
El error con una mala resolución lateral, se produce cuando el ancho del haz es mayor que las interfases, pues no distingue entre dos estructuras en el mismo plano y se mostrarán como una sola; por lo que se necesitan anchos más pequeños para que se puedan distinguir como dos objetos separados (Figura 15) (Boon, 1998).

b. Artefacto espesor de capa o falso sedimento

Equivale a un efecto de volumen parcial en la zona de divergencia del haz. Puede confundir una imagen de líquido con sólido y crear por ejemplo el falso “lodo biliar” (Pedrosa, 1997). Cuando el haz de sonido pasa a través de la pared de un órgano ovoide o con superficies redondeadas, como es el caso de vejiga (Figura 33), de un quiste o de la vesícula biliar corre en forma oblicua al eje de emisión y los ecos no alcanzan a regresar en forma perpendicular, ocasionando que aparezca una imagen con mala resolución (Hoffer, 2004). El artefacto desaparece cuando toda la amplitud del haz se sitúa dentro de la estructura quística (Nyland, 2004).

Este artefacto de grosor de capa debe de diferenciarse del material sedimentado (cálculos pequeños, arenilla, coágulos sanguíneos), que en general tienen límites de mayor nitidez que el resto de la luz y puede moverse cuando es sacudido con el transductor (Hoffer, 2004), también es de utilidad al cambiar la posición del animal, así se modificará la localización del sedimento hacia la porción dependiente de la vejiga o vesícula biliar; mientras que el falso sedimento permanece perpendicular al haz incidente (Nyland, 2004).

1.



2.

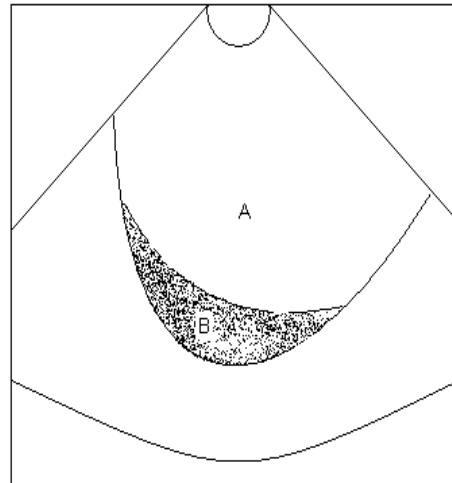


Figura 33. 1. Vejiga urinaria mostrando un falso sedimento (flecha), el cual desaparecerá al cambiar el ángulo de incidencia del transductor o bien al mover al paciente. 2. A) Vejiga, B) Falso sedimento.

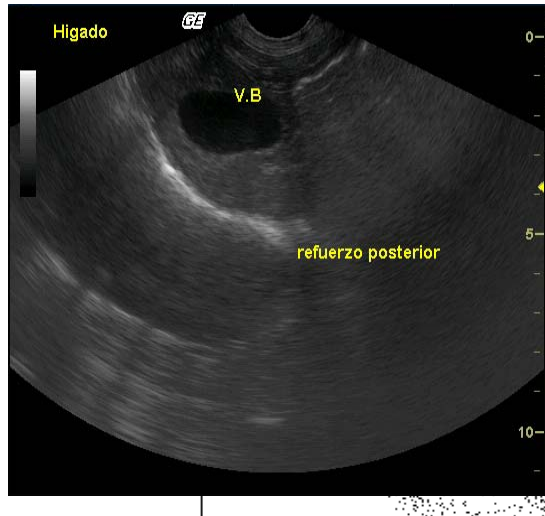
3. Artefactos de atenuación

a. Intensificación o refuerzo acústico posterior

El refuerzo acústico posterior representa un incremento localizado de la amplitud del eco que se produce distalmente a una estructura de baja atenuación; aparece como un área de brillo aumentado (Nyland, 2004). La mayoría de los técnicos en ultrasonografía opinan que los ecos procedentes de tejidos que están distales a una zona transónica y anecoica aparecen más brillantes que los que se originan en los tejidos que están a la misma profundidad a los lados de la zona transónica (Benett, 1990). Cuando las ondas de sonido atraviesan un trayecto prolongado de líquido homogéneo no experimentan ninguna debilidad a falta de reflexión. Por ese motivo distal a la vesícula (Figuras 25 y 34) y a la vejiga, quistes (Figura 35) o grandes vasos, el sonido queda con una energía “restante” considerablemente mayor que en las proximidades. La consecuencia es una mayor riqueza en ecos y una mayor claridad de la imagen de las estructuras que se encuentran distalmente (Hoffer, 2004; Wolfgang, 1994). En la figura 36 se muestra como se forma el refuerzo posterior tras el estómago lleno de fluido de un feto canino

en el útero; así como también en la figura 37 el artefacto es producido por un útero con contenido fluido.

1.



2.

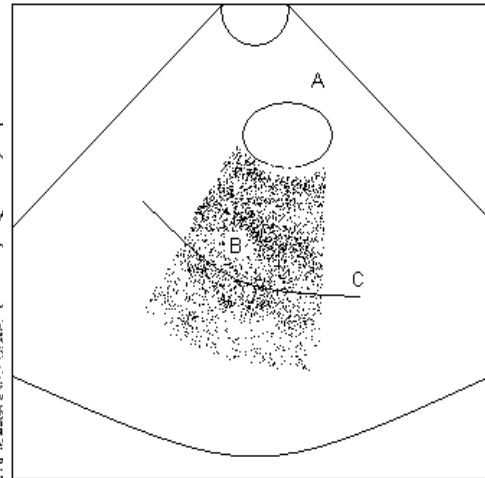
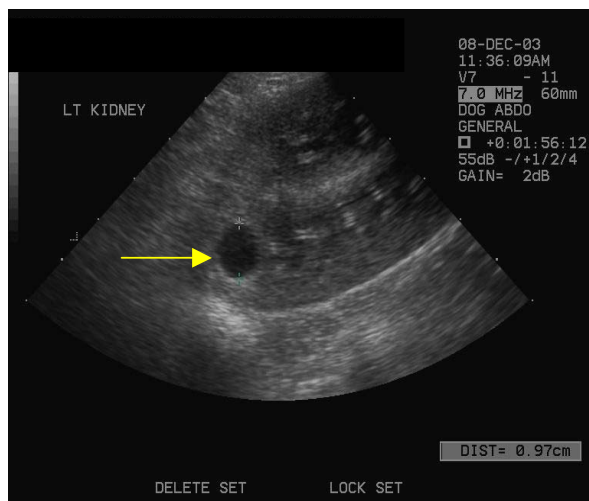


Figura 34. 1. Refuerzo posterior formado por la ganancia de amplitud del ultrasonido al pasar por una interfase con muy poca atenuación (fluido de la vesícula biliar). Note como el área distal a la vesícula es más brillante. 2. A) Vesícula biliar, B) Refuerzo posterior, C) Interfase hepática.

1.



2.

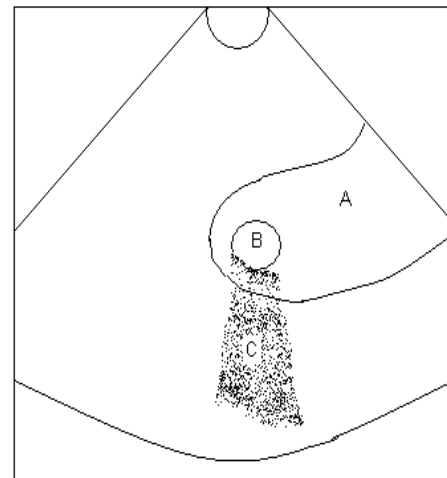


Figura 35. 1. Refuerzo posterior distal a un quiste (flecha), formado por el fluido que hay en su interior. 2. A) Rinón, B) Quiste, C) Refuerzo posterior.

b. Sombra acústica

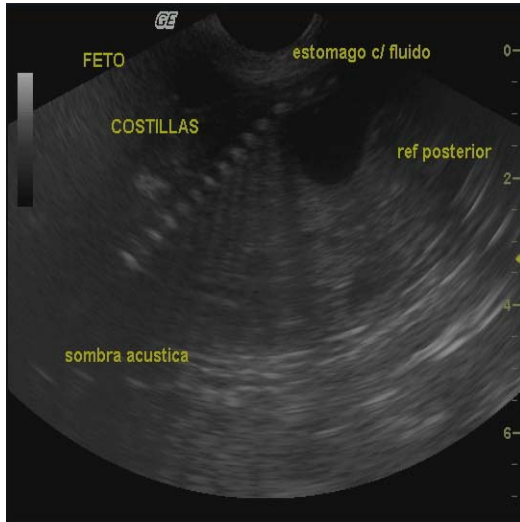
Si se mira desde el transductor, detrás de superficies fuertemente atenuantes como las costillas (Figura 36), cálculos, calcificaciones, algunos ligamentos pero también el gas en el estómago o el intestino (Figura 28), se ven bandas de intensa disminución de la ecogenicidad, es decir negras (Hoffer, 2004). Estas sombras se presentan por que el objeto que las proyecta, elimina una gran proporción de la energía sonora del haz por una fuerte reflexión, absorción o ambas. La sombra por reflexión se puede presentar aun cuando la superficie que participa no tenga un gran poder reflectante, pues si se forma un ángulo diferente con el haz y la velocidad del sonido es más alta en el tejido que actúa como reflector, como ocurre a menudo con el límite entre líquido y sólido, entonces se reflejará una cantidad más importante de la energía sonora. A causa del ángulo de incidencia, el sonido reflejado no regresa por su camino original, por lo que el reflector no se visualiza bien. Este efecto hace que los tejidos que están distales de una superficie curva u oblicua parezcan estar en la sombra (Benett, 1990; Kirberger, 1995).

En el caso de interfase tejido blando–gas, el 99% del sonido es reflejado y la sombra resultante aparece “sucía”, es decir no homogénea debido a las múltiples reflexiones o reverberaciones o a ambas. En el caso de la interfase tejido blando–hueso, una porción significativa del haz de ultrasonidos es absorbida, por lo tanto hay total ausencia de reverberaciones y se crea una sombra “limpia” o uniformemente negra; los cálculos urinarios y de la vesícula biliar tienden a comportarse como el hueso y producir una sombra acústica fuerte y limpia. Para identificar la sombra acústica distal son críticos el tamaño, la localización relativa en la zona focal del transductor y ser como mínimo tan anchos como el haz incidente para crear una sombra acústica evidente. Si el cálculo se encuentra situado en una parte ancha del haz enfocado, no hay suficiente atenuación del haz y no hay una sombra aparente (Nyland, 2004). Los objetos situados distalmente a tales superficies sólo se pueden observar variando el ángulo de incidencia de la onda (Goddard, 1995).

Ejemplos los apreciamos en la figura 36, donde las costillas de un feto de 60 días, producen sombra acústica; así como también la producida por un urolito en la vejiga de un canino, en la figura 37.

Este tipo de artefacto puede ser utilizado por el examinador para diagnosticar colelitos biliares de calcio y nefrolitos; así como también se puede ver en presencia de sulfato de bario, heces, metales y en algunos casos por tejido conjuntivo denso (Fritsher, 1996; Hoffer, 2004).

1.



2.

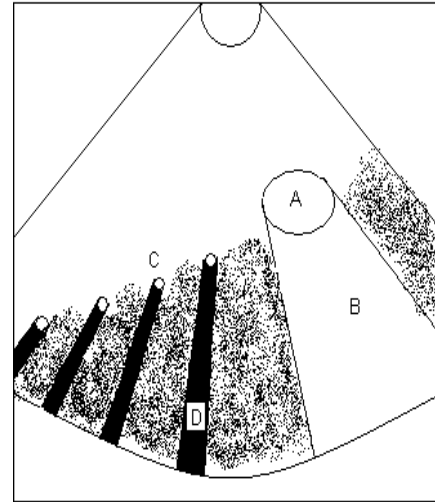
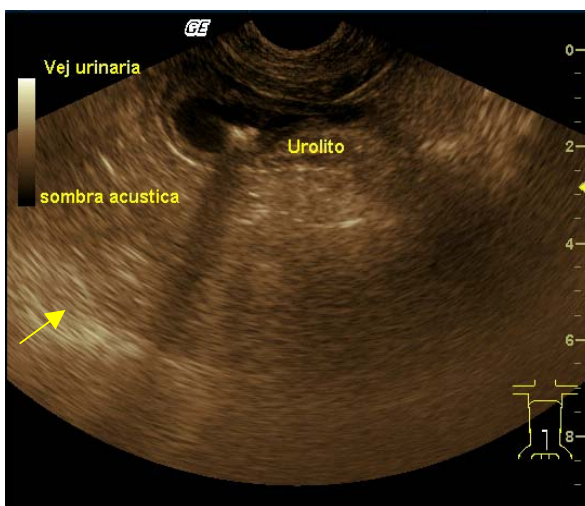


Figura 36. 1. Feto de 60 días de gestación, donde se observa la sombra acústica producida por cada costilla de la región torácica; así como también el estómago se aprecia con fluido en su interior, por lo que produce el artefacto de refuerzo posterior distal a este. 2. A) Estómago fetal, B) Refuerzo posterior, C) Costillas, D) Sombra acústica.

1.



2.

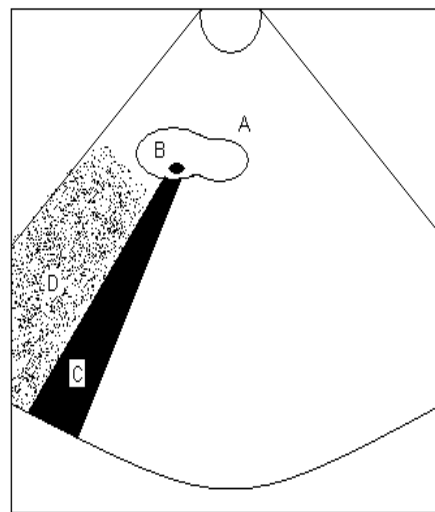
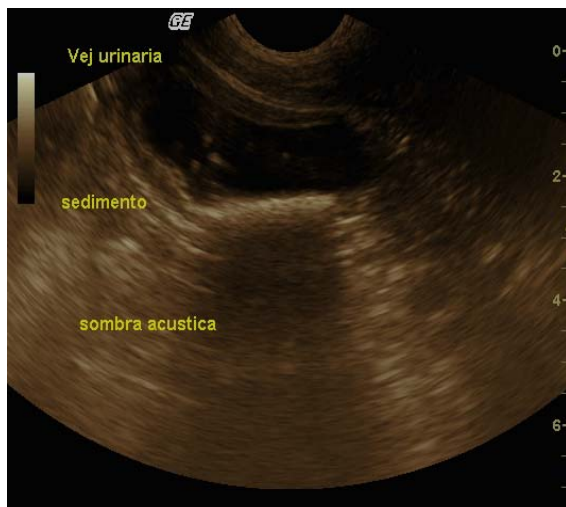


Figura 37. 1. Artefacto de sombra acústica. Este artefacto se produce a consecuencia de la absorción y reflexión que sufre el haz de sonido, provocado por la presencia de un urolito en la vejiga urinaria, note

como también se observa una zona hiperecoica distal a la vejiga. Esta correspondiente al refuerzo posterior (flecha) que provoca la orina. 2. A) Vejiga urinaria, B) Urolito, C) Sombra acústica, D) Refuerzo posterior.

Es importante mencionar que la identificación de este artefacto también nos permite poder distinguir y diferenciar la presencia de sedimento urinario en la vejiga (Figura 38), con respecto al artefacto de espesor de capa; el cual forma un falso sedimento tanto urinario como biliar y se caracteriza por no producir sombra acústica.

1.



2.

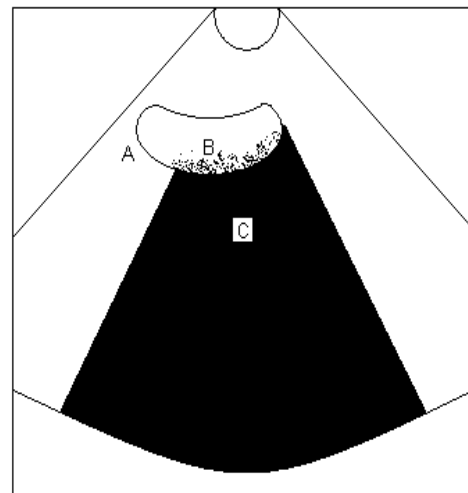


Figura 38 1. Sombra acústica producida por sedimento urinario en la vejiga, a diferencia del artefacto de falso espesor de capa; el falso sedimento formado nunca producirá una sombra acústica. 2. A) Vejiga urinaria, B) Sedimento urinario, C) Sombra acústica.

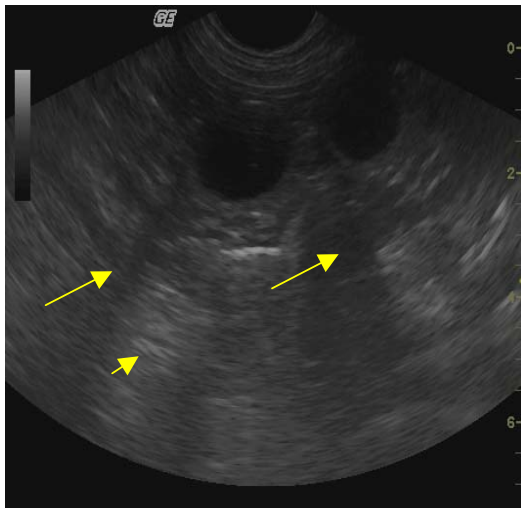
c. Sombra acústica lateral o en la orilla

Ocasionalmente, se observa una sombra acústica distal a los márgenes laterales de estructuras quísticas. Esto se ha explicado por la baja velocidad acústica a través de una estructura llena de líquido, causando refracción del haz ultrasónico en la interfase fluido-tejido. Esta refracción en los márgenes de las estructuras redondeadas también se llama fenómeno tangencial (Fritsher, 1996). Este artefacto se observa con regularidad en los márgenes de las estructuras redondeadas tales como la vejiga, la

vesícula y el riñón, e incluso en la unión entre la médula y el divertículo renal (Nyland, 2004).

En este caso como podemos observar en la figura 39 se produce el artefacto de sombra lateral por un útero lleno de fluido de un canino, al cual se le diagnóstico piometra.

1.



2.

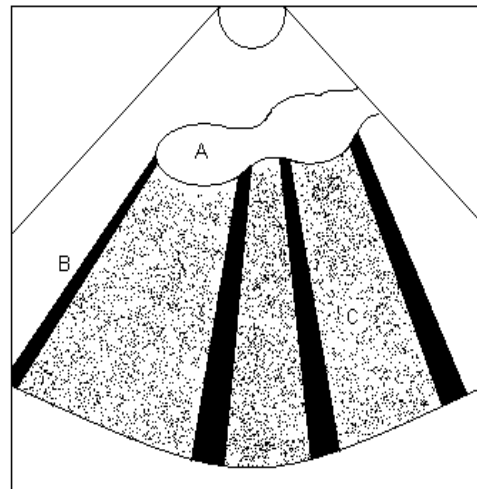
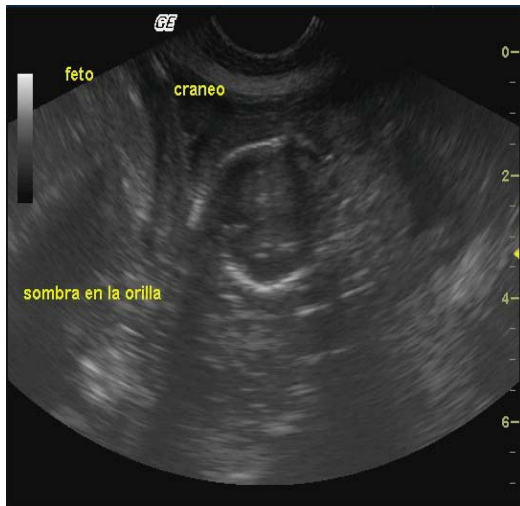


Figura 39. 1. Artefactos de sombra lateral (flechas largas), formado distal a los bordes curvos de un útero canino, en su interior se puede confirmar la presencia de fluido ya que se forma un refuerzo posterior (flecha corta) distal a el cuerpo uterino. 2. A) Útero, B) Sombra lateral o en la orilla, C) Refuerzo posterior.

Otro ejemplo lo vemos en la figura 40 donde se muestra la sombra lateral ocasionada por los bordes redondeados del cráneo de un feto al día 60 de gestación. En este caso no se forma una sombra anecoica distal a toda la cabeza, ya que por tratarse de un feto el cráneo no esta completamente osificado.

1.



2.

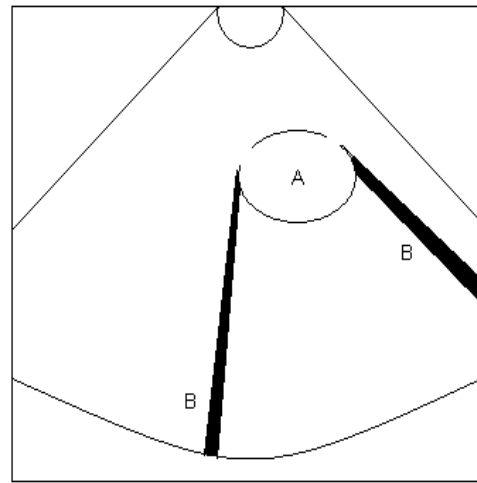


Figura 40. 1. Sombra en la orilla o lateral a los bordes del cráneo fetal, producida por la desviación oblicua del haz de sonido al pasar por interfases curvas. 2. A) Cráneo fetal, B) Sombra en la orilla.

4. OTROS ARTEFACTOS

a. Artefactos de manipulación

Los artefactos de manipulación están relacionados con la técnica de exploración y la preparación del paciente. La mala preparación del paciente, el uso incorrecto de la sonda y la posición inadecuada de los mandos son errores técnicos frecuentes en la formación de la imagen, que son fáciles de corregir en la mayoría de los casos.

La preparación rutinaria del paciente como es el ayuno de 12 hrs minimiza la producción de gas en el tracto gastrointestinal, además de llenar la vejiga o parte del tracto gastrointestinal con líquido.

En el área a explorar el cortar el pelo y aplicar gel de contacto en la piel evita la interposición de aire entre el transductor y la piel.

Los artefactos “parásitos” como los ruidos eléctricos pueden producirse cuando los dispositivos eléctricos o las señales de radiofrecuencia interfieren con la unidad ecográfica.

Los depósitos de polvo en el sistema fotográfico pueden producir pequeños puntos brillantes en las exploraciones ultrasónicas desarrolladas.

Los artefactos relacionados con el sistema de vídeo pueden ser debidos a una mala sincronización entre la señal de vídeo y la cámara multiformato. Todas las imágenes tendrían que ser congeladas antes de grabarlas con la cámara multiformato. Si no se congelan, la foto aparece borrosa (Kirberger, 1995; Nyland, 2004).

b. Ruido del campo cercano

Los primeros dos o tres centímetros de la figura pueden estar oscurecidos por una masa de ecos cuya aparición es constante e independientemente del sitio anatómico explorado. Este ruido se origina en el transductor y los amplificadores del explorador. El impulso lanzado hacia el cuerpo tiene una intensidad mucho mayor que cualquier eco y hace que el transductor oscile de manera anormal, por lo que produce modos de vibración indeseables. Estos modos se extinguen en un tiempo corto. Durante el proceso de extinción, los amplificadores interpretan equivocadamente los voltajes producidos como ecos. Un buen diseño de la sonda reduce este problema al mínimo (Benett, 1990; Kirberger, 1995). Para disminuir este artefacto han sido desarrollados múltiples utensilios llamados almohadillas de alejamiento compresibles y premoldeadas con una superficie de contacto estrecha y lineal, disponibles comercialmente; las almohadillas están compuestas de polímeros sintéticos y se utilizan para evaluar estructuras superficiales (menos de 3 a 5 cm de profundidad). La impedancia acústica de la almohadilla es similar a la de los tejidos biológicos y en lugar de ocultar estructuras superficiales, las reverberaciones de campo cercano se sitúan dentro de la almohadilla. Los márgenes de la almohadilla pueden reflejarse más profundamente en el tejido y pueden aparecer como una interfase brillante, artefacto fácilmente de reconocer. Los transductores actuales pueden utilizar una combinación de longitud de

pulso extremadamente corta y una almohadilla de fluido, incorporada en el transductor. (Nyland, 2004)

c. Artefacto en arco

Las ondas de ultrasonido se propagan de arriba hacia abajo a lo largo del eje del haz, pero también existen numerosos haces de dispersión lateral que originan imágenes con bordes poco definidos y efectos indeseables por dispersión. Cuando estos haces de dispersión lateral chocan contra una superficie fuertemente reflectora son desviados oblicuamente y pueden engañar al procesador al interpretarlos como provenientes de líneas vecinas (Hoffer, 2004).

e. Artefactos de interpretación y variantes

La interpretación de la imagen ecográfica está directamente relacionada con la aptitud del operador para utilizar el equipo ecográfico y con los conocimientos y experiencia del ecografista.

Los pacientes obesos son difíciles de evaluar ecográficamente. La grasa mesentérica tiene un patrón difusamente ecogénico en la exploración ecográfica, con visualización limitada de las estructuras más profundas.

En el examen ecográfico de alta resolución en tiempo real de tendones, pueden crearse artefactos si el haz no está orientado de forma perpendicular al tendón. Los tendones tendrían que presentar una ecogenicidad uniforme con una textura fibrilar típica de los ecos. Sin embargo, puede producirse una hipoecogenicidad artefactual del tendón normal como consecuencia de la oblicuidad del haz de ultrasonido con relación al eje del tendón.

Un estómago contraído puede simular un riñón (también llamado signo del pseudoriñón); este error es fácil de reconocer al encontrarse dos riñones “reales” u observando la motilidad del estómago en la imagen en tiempo real. Para observar la

motilidad gastrointestinal es de utilidad la observación cuidadosa durante algunos ciclos peristálticos.

En los humanos el parénquima hepático periportal normal, separado por grasa de infiltración, aparece focalmente hipoeecogénico y produce una pseudomasa en el examen ecográfico.

Algunas veces se diagnostican erróneamente cálculos vesicales cuando la sombra acústica del aire intestinal o del colon contacta íntimamente con la pared dorsal de la vejiga distendida. Sin embargo es fácil reconocer este artefacto cambiando la posición de la sonda o del animal.

Un animal no puede ser comparado con otro, la caracterización ecográfica de los tejidos esta definida principalmente por el contenido en colágeno (considerado el esqueleto fibroso del tejido blando). El contenido de colágeno varía de un órgano a otro y de un animal a otro. Con frecuencia se tiene que determinar si el bazo es difusamente hiperecogénico al hígado. Normalmente el bazo es hiperecoico al hígado y el hígado es ligeramente hiperecoico o isoecoico a la corteza renal (Nyland, 2004).

Si el control de la compensación del tiempo de ganancia no representa realmente la atenuación tisular, la profundidad de los tejidos puede estar falseada (Goddard, 1995).

VII. SISTEMA DOPPLER

Cuando un haz ultrasónico incide en una superficie inmóvil, la onda reflejada (eco) tiene la misma frecuencia que la onda que fue transmitida. En cambio si la superficie está en movimiento, la onda reflejada tendrá una frecuencia diferente de la transmitida. Esta diferencia recibe el nombre de cambio de frecuencia doppler (Pedrosa, 1997).

Hasta el momento se ha planteado que un haz de ultrasonidos se refleja en una estructura en movimiento con una velocidad fija, por lo que la desviación doppler que se genera tiene una frecuencia determinada. Sin embargo, en la práctica muchas células hepáticas reflejan el haz y sus velocidades son distintas, por lo que también serán las desviaciones doppler de cada una, de manera que el detector recibe una señal compleja correspondiente a un rango de frecuencias. Estas frecuencias doppler son extraídas de la señal compleja detectada y transmitidas a un altavoz, a través del cual se escuchan.

Los componentes de alta frecuencia (tono alto) del sonido son producidos por las velocidades altas, mientras que los de baja frecuencia se asocian con las bajas. Las señales intensas, es decir de un volumen audible alto, corresponden con los ecos intensos que han recibido la desviación doppler. Las señales intensas podrían deberse a la detección de muchas células sanguíneas, por ejemplo en el interior de un vaso de gran calibre, o a ecos del tejido. Por último cabe destacar que existe una forma visual de presentación de las señales doppler, la imagen espectral o espectograma (Allan, 2002).

Teniendo en cuenta las características de emisión del haz ultrasónico, distinguimos dos tipos de doppler; el doppler de onda continua y el doppler de onda pulsada; (Carrera, 1992) añadiendo otros tres tipos de instrumentos doppler para el diagnóstico; doppler dúplex, doppler color y doppler potenciado (Allan, 2002).

1. DOPPLER PULSADO

Los equipos de onda pulsada emplean el mismo cristal como emisor y receptor. En estos la emisión ocupa un período de tiempo muy corto (pulsos) y el resto del tiempo el cristal permanece en silencio y en disponibilidad de recibir las señales de retorno provenientes de los glóbulos rojos que actúan como reflectores en movimiento. Esta técnica permite registrar y analizar los cambios de frecuencia doppler que ocurren en una profundidad predeterminada, sin sobreponerse a las señales doppler de otras regiones. Se emiten pulsos cortos de 5 a 20 ciclos y en intervalo el cristal permanece en escucha. Los ecos son amplificados por la electrónica y después el demodulador compara la fase de los ecos recibidos con el de las ondas emitidas previamente; en la figura 41 se muestran los ecos amplificados del corazón región postvalvular de la arteria pulmonar, para detectar la velocidad máxima del flujo sanguíneo (Pedrosa, 1997).

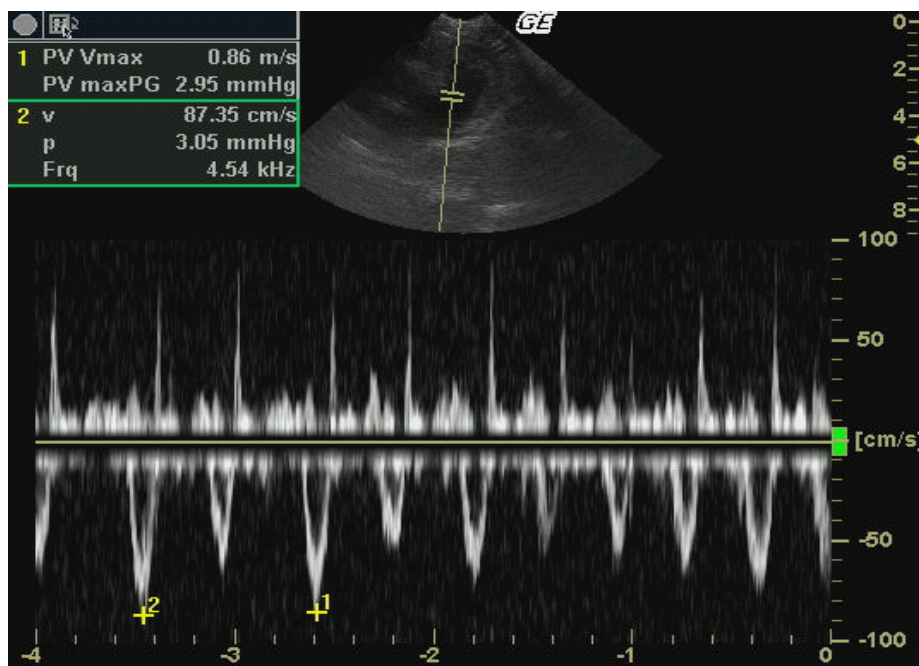


Figura 41. Doppler pulsado para detectar la velocidad máxima normal de flujo en la región post valvular de la arteria pulmonar.

2. DOPPLER CONTINUO

Esta modalidad utiliza una sonda con dos cristales, uno que emite y otro que recibe los ecos en forma continua. De un cristal se emite un haz ultrasónico de manera ininterrumpida y los ecos reflejados son recibidos por un segundo cristal, los cuales provienen tanto de estructuras inmóviles, en cuyo caso tienen una frecuencia igual a la señal emitida. Por medio de un proceso de demodulación electrónica, se comparan las frecuencias recibidas de las frecuencias emitidas, rechazando electrónicamente las señales producidas por reflectores fijos; obteniendo así la frecuencia doppler (Carrera, 1992; Pedrosa, 1997).

Las principales indicaciones para esta técnica consisten en la exploración de algunos vasos pequeños, como las arterias supraorbitarias u oftálmicas y vasos superficiales de las extremidades; así como la monitorización audible del corazón fetal y los vasos uteroplacentarios (Pedrosa, 1997).

El principal inconveniente de los sistemas de emisión de onda continua es la falta de resolución espacial. El sistema registra la señal de todas las estructuras móviles que el haz ultrasónico encuentra a su paso, incluso las de las paredes vasculares, por lo que este método no es útil cuando se explora una región corporal en la que hay muchos vasos sanguíneos, por ejemplo el abdomen (Pedrosa, 1997).

3. DOPPLER DUPLEX

Se da este nombre a los equipos que combinan en forma simultánea o sucesiva, la imagen en tiempo real con el análisis espectral doppler. La imagen en tiempo real sirve para guiar el sitio en que se interroga al vaso sanguíneo que se desea explorar. La ventaja principal de este sistema es medir el cambio de frecuencia doppler en el sitio exacto que desea el operador (Pedrosa, 1997; Rantanen, 1998).

4. DOPPLER COLOR

Emplea un transductor electrónico de tipo dúplex que proporciona la imagen en tiempo real y la señal doppler. El doppler color contiene la misma información que el doppler duplex, sin embargo la exploración con el sistema en color es más fácil. Una electrónica compleja, que incluye un procesador de autocorrelación, permite analizar cada una de las líneas de señal que provienen del demodulador de cuadratura de pulsos con la del pulso anterior y de este modo compara el cambio de fase de dos corrientes de ecos en los que hubo cambio de frecuencia doppler. El color azul o el rojo se asignan de acuerdo con la dirección del flujo respecto al transductor. La mayoría de los autores emplean el rojo para señalar el flujo que se acerca al transductor y el azul para el que se aleja (Figura 42). La intensidad del color representa la magnitud de cambio de frecuencia doppler y por tanto la magnitud de la velocidad. Sin embargo, el código de color puede ser fácilmente invertido por el operador (Pedrosa, 1997).

El llamado mapeo en color resulta particularmente útil para identificar la frecuencia del flujo y sus alteraciones en una región específica. Más sin embargo esta técnica tiene tres limitaciones principales, la superposición de ruido en la señal de flujo, en articular cuando la ganancia es alta o el umbral es muy bajo, la dependencia del ángulo y el fenómeno del aliasing (Pedrosa, 1997).

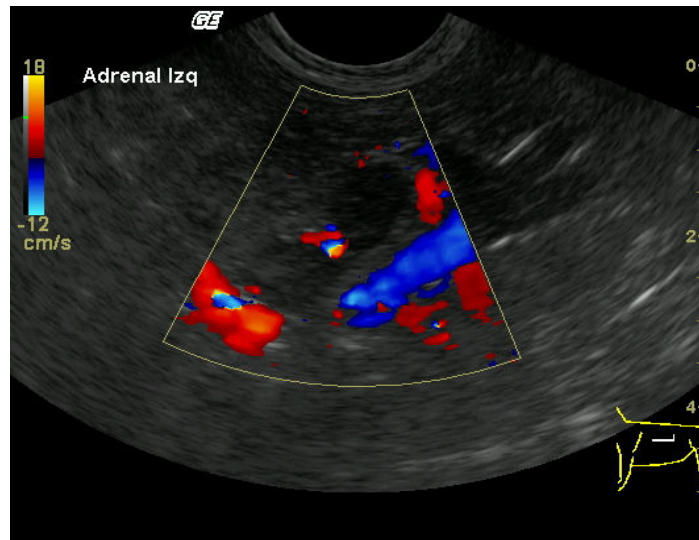


Figura 42. Ecografía de la glándula adrenal izquierda, donde al aplicar el doppler color se puede observar claramente la vena cava caudal con flujo en dirección hacia la región torácica (flujo color azul), además de observarse la arteria abdominal craneal, que atraviesa por la mitad a la glándula de forma característica.

5. DOPPLER POTENCIADO

El modo potenciado no mide la velocidad, sin embargo ofrece menor información sobre el flujo sanguíneo. El doppler potenciado está menos sometido a ruido, por lo que es más sensible y puede utilizarse para vasos pequeños. Resulta relativamente sencillo emplear el doppler potenciado y suelen conseguirse imágenes más completas del árbol vascular que con el estudio de velocidad (doppler color), lo que ha popularizado su uso en clínica. Su principal indicación es localizar regiones de interés antes de realizar el estudio doppler color o doppler dúplex (Allan, 2002).

VIII. PRINCIPIOS BÁSICOS PARA REALIZAR UN ESTUDIO ECOGRÁFICO

1. GENERALIDADES

a. Características generales del local

Siempre que sea posible, las ecografías se deben realizar en un espacio destinado exclusivamente a este fin, para así disminuir influencias externas que puedan afectar negativamente al paciente. El lugar debe de ser fresco, con muy buena ventilación, ya que la temperatura no debe ser elevada, porque el jadeo dificulta el estudio ecográfico. La iluminación debe ser mínima para poder observar los detalles de la imagen en la pantalla. La luz no debe incidir sobre el monitor, ni sobre los ojos del operador.

b. Material general

Se debe contar con una mesa de exploración y un cojín que ofrezca comfort al paciente para que esté no se inquiete mientras se realiza la exploración.

Es indispensable tener a la mano una rasuradora para preparar la ventana acústica, y evitar artefactos por exceso de pelo.

Alcohol y gel son necesarios para tener un buen acoplamiento del transductor en la piel y poder eliminar el aire entre ambos (Figura 43).

Toallitas desechables de papel para poder retirar los residuos de gel tanto del paciente como del transductor al terminar la exploración.

Es importante contar también con equipo para realizar una citología guiada, el cual incluye, jeringas de 5 y 10 ml, agujas de diversos calibres, portaobjetos y gasas.

Se recomienda tener un negatoscopio a la vista para que permita en caso necesario comparar los hallazgos con una imagen radiológica, o para estudiar las imágenes ecográficas obtenidas mediante una cámara multiformato (Fritsher, 1996).



Figura 43. Alcohol y gel conductor.

c. Preparación del paciente

Se recomienda que los animales ayunen antes de la realización de una ecografía abdominal. La ingesta y el gas en el intestino reduce la cantidad de abdomen que puede visualizarse (Han, 2000). Si la vejiga no está suficientemente llena se puede distender dando de beber al animal agua o forzando la diuresis (por ejemplo 1-2 mg de furosemida IM o IV por Kg de peso), siempre que no exista contraindicaciones clínicas.

Para mantener al animal cómodo se recomienda utilizar colchonetas sobre una mesa de exploración de altura regulable; la mayoría de las ecografías abdominales se realizan con el animal en decúbito dorsal o ligeramente rotados lateralmente. El tórax se estudia en decúbito lateral o esternal.

Con un solo ayudante se puede estudiar más del 90% de los perros sin sedación, sin embargo los perros muy nerviosos y la mayoría de los gatos deben ser sedados para realizar una ecografía detallada, ya que la posición correcta y la respiración pausada en estos animales, facilita el estudio (Fritsher, 1996).



Figura 44. Paciente rasurado, donde toda el área sin pelo puede ser utilizada como ventana acústica para su posterior exploración.

Para conseguir una ventana acústica óptima y obtener la mejor calidad de imagen, se debe hacer contactar completamente el transductor con la piel, para esto es necesario el rasurado suficiente (Figura 44) de toda el área a explorar, principalmente en aquellos pacientes de razas cuyo pelo es abundante y grueso como son los bull terrier, rotwailer, doberman, cocker, fox terrier entre otros (Han, 1997). Si se quieren obtener imágenes de alta calidad, es fundamental asegurar al máximo la transmisión de los ultrasonidos al paciente. Los ultrasonidos atraviesan el aire con mucha dificultad, por lo que es necesario un agente de contacto que actúe como un puente y como una pequeña abertura entre la superficie del transductor y el paciente. Este agente suele ser un gel de acoplamiento que se aplica en el área de contacto con el paciente (Figura 43 y 45).

Los geles deben poseer una impedancia acústica adecuada para reducir los artefactos de contacto y estar exentos de materiales capaces de dañar al paciente o al transductor durante una exposición de larga duración (Goddard, 1995; Green, 1996).

Antes de aplicar el gel se debe limpiar la zona con alcohol o abundante agua jabonosa y retirar los pelos sueltos, suciedad y aceites de la piel (Han, 1997).

Se han utilizado también aceites vegetales para acoplamiento, los cuales permiten una transmisión de ultrasonidos aceptable, pero su uso es sucio y pueden dañar algunos

materiales de la sonda, sobre todo el caucho y determinados plásticos flexibles (Goddard, 1995).



Figura 45. Aplicación de gel de acoplamiento sobre la ventana acústica del paciente.

2. EFECTOS BIOLÓGICOS DE LOS ULTRASONIDOS Y SEGURIDAD

Hay dos mecanismos por los cuales el ultrasonido puede alterar los sistemas biológicos; el térmico y el no térmico.

El primero se refiere al aumento de temperatura de los tejidos y el segundo a fenómenos mecánicos como el de la cavitación.

El aumento de temperatura de los tejidos debido a la aplicación de ultrasonido se relaciona fundamentalmente con los siguientes factores: absorción, intensidad, duración y punto focal. La absorción de energía varía con la composición molecular de los tejidos; es baja en los líquidos, moderada en los tejidos blandos y alta en el tejido óseo, el cual absorbe la energía con rapidez y eleva su temperatura.

Otro factor que aumenta la absorción de energía es la frecuencia del transductor; a mayor frecuencia hay mayor absorción y un posible incremento en el calentamiento superficial de la zona localizada entre la piel y el punto focal, a la vez que hay menor penetración de la onda.

El punto focal ha sido implicado debido a que los incrementos mayores de temperatura se dan en el punto situado entre el sitio en el que entra el haz de ultrasonido y el del punto focal.

La modalidad de ultrasonido doppler tiene mayor capacidad para producir incrementos térmicos, debido a que en ella el haz permanece estacionado en un punto por largos periodos, durante los cuales hay una repetición frecuente de los pulsos de larga duración (Stoopen, 2002).

Los mecanismos de producción de bioefectos mecánicos se refieren a la generación de crecimiento, vibración y posible colapso de microburbujas en los tejidos, los cuales se denominan cavitación. Respecto a la forma en que se producen y su eventual significado clínico aún se conoce poco; sin embargo se piensa que la cavitación requiere de la existencia de pequeños núcleos gaseosos estabilizados en los tejidos.

Los sistemas de imagen en escala de gris que usan pulsos cortos de gran amplitud, tienen mayor potencialidad de producir cavitación que los sistemas doppler (Pedrosa, 1997; Stoopen, 2002).

En cuanto a la seguridad la ecografía, ha demostrado ser un valioso instrumento en la práctica médica y existe un excelente registro de seguridad, ya que después de varios decenios de uso clínico no hay ningún caso conocido en el ser humano de lesión resultante de exposición a ultrasonido diagnóstico (Stoopen, 2002).

IX. CONCLUSIONES

Los principios básicos de ecografía deben ser del total conocimiento del médico veterinario que realice estudios de ultrasonido, para poder interpretar correctamente las imágenes obtenidas en un estudio para emitir así un diagnóstico confiable.

El ultrasonido es una herramienta diagnóstica no invasiva ideal para evaluar en tiempo real la morfología y contenido de la mayoría de los órganos internos, anteponiéndose a técnicas como la laparatomía exploratoria.

La ecografía puede realizarse en cualquier momento sin importar la condición general del paciente, ya que es una técnica completamente segura y no causa efectos secundarios tanto en el paciente como en el operador.

X. GLOSARIO

Absorción: Pérdida de energía (debida principalmente a fuerzas de fricción molecular y a la producción de calor). Conforme aumenta la frecuencia aumenta la absorción.

Acoplamiento acústico: Puesto que el ultrasonido se transmite débilmente a través del aire es necesario eliminar este último y acoplar el transductor a la superficie del sujeto con un gel de acoplamiento apropiado.

Amplitud: altura de la onda de ultrasonidos.

Anecoico: Un tejido que no refleja las ondas de ultrasonidos y no produce ecos. Las áreas anecoicas aparecen negras en el monitor.

Área focal (zona focal): Región del campo explorado en que la resolución es mayor. La focalización puede llevarse a cabo por medios electrónicos o físicos.

Artefacto: Representación en la pantalla de una estructura que realmente no existe, o que está incorrectamente situada.

Atenuación: Disminución de la fuerza de la onda de ultrasonidos, producida principalmente por absorción, dispersión o reflexión.

Calibradores: Sistema para la medida de distancias y áreas proporcionado por la mayoría de aparatos.

Compensación del tiempo de ganancia (TGC): Puesto que la onda de ultrasonidos se atenúa tanto más cuanto más profundice en los tejidos, aplicando el control en el aparato de ecografía TGC tejidos de semejante reflectividad se presentan con el mismo brillo independientemente de la distancia al transductor.

Cristales piezoeléctricos: Cristales compuestos con materiales tales como zirconato y tanato de plomo, capaces de convertir la energía eléctrica aplicada en una deformación mecánica y viceversa.

Diagnóstico por imagen: Distintas técnicas que permiten obtener imágenes de las partes del organismo que no son accesibles a la inspección visual y comprende radiografías convencionales, ultrasonidos, tomografía computarizada, resonancia magnética, medicina nuclear convencional, tomografía de emisión de fotón único y tomografía de emisión de positrones.

Dispersión: Cuando la onda de ultrasonido encuentra un objeto pequeño en su camino, su energía se propaga en todas direcciones.

Doppler: Cambio de frecuencia

Ecogénico: Describe el tejido que refleja la mayoría de los ultrasonidos hacia el transductor, el tejido ecogénico aparece blanco en el monitor. También se denomina ecoico.

Ecografía: Método no invasivo para visualizar los tejidos blandos que se basa en la emisión de ondas de sonido de baja intensidad y alta frecuencia en los tejidos y registros de los ecos de retorno.

Escala de grises: Rango de intensidades representado en el tubo de rayos catódicos.

Frecuencia: Número de ondas de ultrasonidos emitidas en un segundo. Un ciclo por segundo es igual a un Hertz (Hz).

Frecuencia de imagen: Frecuencia con que la imagen es actualizada en la pantalla. La modificación de la frecuencia de imagen puede mejorar la calidad de la misma en ciertas aplicaciones.

Ganancia: Nivel de amplificación de la señal que retorna. En algunos aparatos se pueden separar manualmente diferentes profundidades del campo. Un ajuste incorrecto de los controles de ganancia producirá una pérdida de detalle de las estructuras más finas.

Hiperecoico: Describe aquellos tejidos que reflejan una gran proporción de ultrasonidos de vuelta al transductor. Los tejidos hiperecoicos aparecen más brillantes que los tejidos circundantes.

Hipoecoico (sonolúcido): Describe aquellos tejidos que reflejan una proporción pequeña de ultrasonidos de vuelta al transductor. Los tejidos hipoeoicos aparecen más oscuros que los tejidos circundantes.

Intensificación acústica: Los tejidos distales a una estructura anecoica pueden aparecer con un aumento de ecogenicidad.

Impedancia acústica: capacidad de un tejido vivo de resistir o impedir la transmisión de sonido. La impedancia acústica varía ligeramente de un tejido a otro, dependiendo de la densidad y elasticidad del tejido.

Isoecoico: Describe aquellos tejidos con la misma ecogenicidad de los tejidos circundantes

Longitud de onda: En los ultrasonidos es la distancia desde una banda de compresión o rarefacción a la siguiente.

Modo A: Modulación de amplitud. Representación de un elemento unidimensional con respecto al tiempo en el eje horizontal. La fuerza relativa del eco se registra como una serie de picos en un gráfico representando la amplitud en el eje vertical.

Modo B: Modulación de brillo. Utiliza pixels de brillo o puntos en el monitor para representar la intensidad de los ecos ultrasónicos de retorno. Cuanto más brillante sea el píxel, mayor es su intensidad. La imagen generada es un corte bidimensional que se esta actualizando continuamente.

Modo M: Modo movimiento. Consiste en esencia en la rápida actualización de una pantalla unidimensional del modo B con respecto al tiempo, representado en un segundo eje, lo que permite estudiar estructuras en movimiento. Se utiliza principalmente en cardiología.

Ordenación (array): Distribución de los cristales a lo largo de la longitud de una cabeza de exploración lineal.

Radiología: Rama de la ciencia que se ocupa del uso de los rayos X, sustancias radiactivas y otras formas de energía radiante en el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades.

Reflexión: Cambio de dirección que sufren parte de las ondas sonoras al atravesar medios con densidades e impedancias acústicas diferentes (interfases).

Reflexión difusa: Eco procedente desde un objeto diana de menor tamaño que una longitud de onda.

Refracción: Cambio de dirección en la propagación de una onda sonora al atravesar medios con distinta impedancia acústica dependiente de la velocidad de propagación de los ultrasonidos en cada medio.

Resolución axial: Medida de la capacidad del sistema para diferenciar dos estructuras situadas muy cerca una de otra a lo largo del espacio recorrido por la onda de ultrasonidos.

Resolución lateral: Medida de la capacidad del sistema para diferenciar dos estructuras situadas perpendicularmente y la misma distancia del transductor.

Reverberación de ecos: Artefacto producido por la retransmisión de una señal de ultrasonidos fuertemente reflejada. La pantalla puede representar varias imágenes correspondientes a un simple estructura que van apareciendo a distancias que van en aumento desde el transductor.

Sombra acústica: Artefacto causado por una atenuación de la onda de ultrasonidos de tal intensidad que impide que esta penetre con suficiente profundidad.

Sonda: Transductor y su envoltura.

Tiempo real: imágenes generadas a partir de los ultrasonidos reflejados siguiendo la activación secuencial de la ordenación de los cristales del transductor y representada en la pantalla a la velocidad suficiente como para producir la apariencia de una imagen viva.

Transductor: Parte del aparato de ecografía que tiene un cristal piezoeléctrico o elemento que convierte la energía eléctrica en mecánica. Emite una serie de impulsos ultrasónicos y recibe los ecos de retorno.

Transductor lineal: Distribución de los cristales piezoeléctricos a lo largo de la longitud de la cabeza exploradora. La imagen producida es generalmente rectangular.

Transductor sectorial: Una imagen en forma de filtro de café (triangular) que se produce en la pantalla. La señal inicial esta producida por la vibración de un cristal piezoeléctrico simple o de un pequeño número de cristales rotatorios.

Ultrasonido: Sonido de frecuencia mayor a la percibida por el oído humano. El ultrasonido diagnóstico utiliza frecuencias comprendidas de 1 a 10 MHz.

Ultrasonido doppler: Cuando una onda de ultrasonidos choca con un objeto en movimiento, el ultrasonido reflejado puede tener una frecuencia incrementada o disminuida, dependiendo de si éste se dirige hacia el transductor o en sentido contrario.

Velocidad: Velocidad a la que se propagan las ondas de ultrasonidos. En los tejidos depende normalmente de su densidad y esta comprendida en el rango de 1500 a 1600 m/s. Normalmente se adopta una medida de 1540 m/s.

Zona focal: Zona de concentración de los ecos de retorno. El haz de sonido se puede concentrar por medios electrónicos o mediante lentes acústicas.

XI. ANEXO

En la actualidad las indicaciones de las distintas modalidades de ecografía en medicina veterinaria se van ampliando cada vez más; llegando a ser muy amplias y difícilmente se pueden enumerar todas, de manera genérica y orientativa se presenta el siguiente listado (Nelson, 2005).

Ecografía convencional:

Sistema digestivo:

- Cuerpos extraños
- Masas, neoplasias y quistes
- Obstrucción gastrointestinal
- Efusión abdominal
- Intususcepción
- Linfoma del canal alimentario
- Torsiones gástrica y vólvulo mesentérica
- Pancreatitis
- Hepatitis
- Cirrosis
- Hepatomegalia, microhepatía
- Congestión hepática
- Colestasis
- Colelitiasis
- Obstrucción ductal biliar
- Mucocele vesicular
- Abscesos y/o quistes hepáticos
- Trombosis portal
- Anastomosis portosistémicas
- Biopsia Hepática guiada

Sistema genitourinario:

- Insuficiencia renal
- Renomegalia
- Enfermedad renal poliquística
- Nefrocalcinosis
- Amiloidosis
- Hidronefrosis
- Glomerulonefritis
- Biopsia renal guiada
- Cálculos renales y urolitiasis
- Obstrucción del flujo de orina
- Sedimento urinario

Aparato reproductor:

- Diagnóstico de gestación
- Embarazo ectópico
- Malformaciones fetales
- Hiperplasia endometrial quística / piómetra
- Quistes y/o neoplasias ováricas y testiculares
- Revisión de folículos y cuerpos lúteos ováricos
- Epididimitis
- Testículo criptorquídeo abdominal
- Seminoma
- Hiperplasia prostática

Sistema cardiovascular:

- Cardiomiopatía dilatada
- Cardiomiopatía hipertrófica
- Insuficiencia mitral y tricuspídea
- Efusión pericárdica
- Hernia diafragmática pericardioperitoneal
- Defecto del tabique ventricular

- Conducto arterioso persistente
- Estenosis aórtica
- Enfermedad por gusanos cardíacos (dirofilariasis)
- Tetralogía de Fallot
- Masas y neoplasias cardiacos

Sistema respiratorio:

- Torsiones lobulares
- Masas tumorales adyacentes a la pared torácica, diafragma, corazón y lóbulos pulmonares consolidados

Bazo:

- Esplenomegalía congestiva, hiperplásica, infiltrativa
- Esplenitis piogranulomátosa
- Neoplasia
- Biopsia guiada

Sistema musculoesquelético:

- Lesiones musculotendinosas
- Exploración de ligamentos
- Líquido articular

XIII. LITERATURA CITADA

1. Allan, Paul; Dubbins, Paul; “Ecografía doppler clínica”, Madrid, 2002, Pg. 1- 9.
2. Bennett M. J.; “El ultrasonido en atención perinatal”, Ed. Limusa, México, 1990, Pg. 11-29.
3. Boon, June A.; “Manual of veterinary echocardiography”, Ed. Lippincott Williams and Wilkins, USA, 1998, Pg. 1-14, 40-43.
4. Carrera, José María; “Doppler en obstetricia hemodinámica perinatal”, Ed. Salvat, Barcelona, 1992, Pg. 37-47.
5. Cartee, Robert ; “Practical veterinary ultrasound”, Ed. Williams and Wilkins, USA, 1995, Pg. 1-13.
6. Fritsch Rudolf, Gerwing; “Ecografía de perros y gatos”, Ed. Acribia, España, 1996, Pg. 3-34.
7. Goddard, P.J.; “Ecografía veterinaria”, Ed. Acribia, España, 1995, Pg. 1-24.
8. Green, Ronald W.; “Small animal ultrasound”, Ed. Lippincott Raven, USA, 1996, Pg. 1-27.
9. Han, Connie, Hurd; “Diagnóstico práctico por imagen para técnicos veterinarios”, Ed. Acribia, España, 2000, Pg. 241-290.
10. Han, Hurd; “Diagnóstico por imagen: guía practica de radiografía y ecografía” Ed. Harcourt, España, 1997, Pg. 231-262.
11. Hoffer, Matthias; “Curso básico de ecografía”, Ed. Panamericana, 4ª edición, Alemania, 2004, Pg. 6-19.

12. Kirberger, M. Robert; Veterinary Radiology and Ultrasound; "Imaging artifacts in diagnostic ultrasound a review", Vol. 36, No. 4, 1995, Pg. 297-305.
13. Moreno, Boiso Antonio; "Manual práctico de ecografía comparada en pequeños animales", Ed. Marbella, 1ª edición, España, 1999, Pg. 11-25.
14. Nelson, W. Richard, Couto C. Guillermo; "Medicina interna de animales pequeños", Vol. 1 y 2, Ed. Intermédica, 3era edición, Buenos Aires, 2005.
15. Nyland, Matton; "Diagnóstico ecográfico en pequeños animales", Ed. Multimédica, 2ª edición, España, 2004, Pg. 1-34.
16. Oyarzun, Ebensperger Enrique, "Ultrasonografía en obstetricia", Ed. Mediterraneo, Santiago, Chile, 2003, Pg. 321-327.
17. Pedrosa, Sánchez C.; "Diagnóstico por imagen", Ed. McGraw-Hill, España, 1997, Pg. 1-20, 135-154.
18. Poulsen N., Cordula T.R.; "Atlas and textbook of diagnostic ultrasonography of the dog and cat", Ed. Manson, Alemania, 2000, Pg 175-180.
19. Rantanen, Norman; McKinnon; "Equine diagnostic ultrasonography", Ed. Williams and Wilkins, 1a edición, USA, 1998, Pg. 1-18.
20. Ref., B. Virginia; "Equine diagnostic ultrasound", Ed. Saunders, USA, 1998, Pg. 1-38.
21. Sabbagha, E. Rudy; "Diagnostic ultrasound applied to obstetrics and gynecology", Ed. Harper and Row publishers, USA, 1980, Pg. 1-18.
22. Stoopen, Miguel E., Quiroz A.; "Ultrasonografía en obstetricia", Ed. McGraw-Hill, 2ª edición, México, 2002, Pg. 1-12.

23. Tavern, M., Willemse; "Diagnostic ultrasound and animal reproduction", Ed. Publishers Klumer Academic, Netherlands, 1989, Pg. 1-9.
24. Wolfgang, Kahn Kenney; "Veterinary reproductive ultrasonography", Ed. Mosby, Alemania, 1994, Pg. 11-15.