

FUNDAMENTOS BÁSICOS DE ECOGRAFÍA

Raúl Borrego. UCIP. Hospital Universitario de Toledo. Toledo

Rafael González Cortés. UCIP. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid.

Revisado por: Juan Mayordomo. Hospital Central de Asturias. Oviedo

ÍNDICE

- 1- Principios físicos de ecografía.
- 2- Imagen ecográfica: aspectos generales y artefactos
- 3- Modos de imagen.
- 4- El ecógrafo en la UCIP: controles básicos, sondas y cuidados del ecógrafo.

PRINCIPIOS FÍSICOS DE LA ECOGRAFÍA

La ecografía es una técnica de imagen basada en la utilización de ultrasonidos. El ultrasonido (US) se define como aquel sonido que tiene una frecuencia mayor de la que puede oír el ser humano (entre 15.000 a 20.000 Hz): mayor de 20.000 Hz.

El sonido es una onda de energía mecánica de transmisión longitudinal que sigue la teoría del movimiento armónico simple y, tiene una serie de características que lo definen:

- **Longitud de onda** (λ). Es la distancia a la cual la onda sinusoidal realiza un ciclo completo. Su inversa es la frecuencia (*Figura 1*).

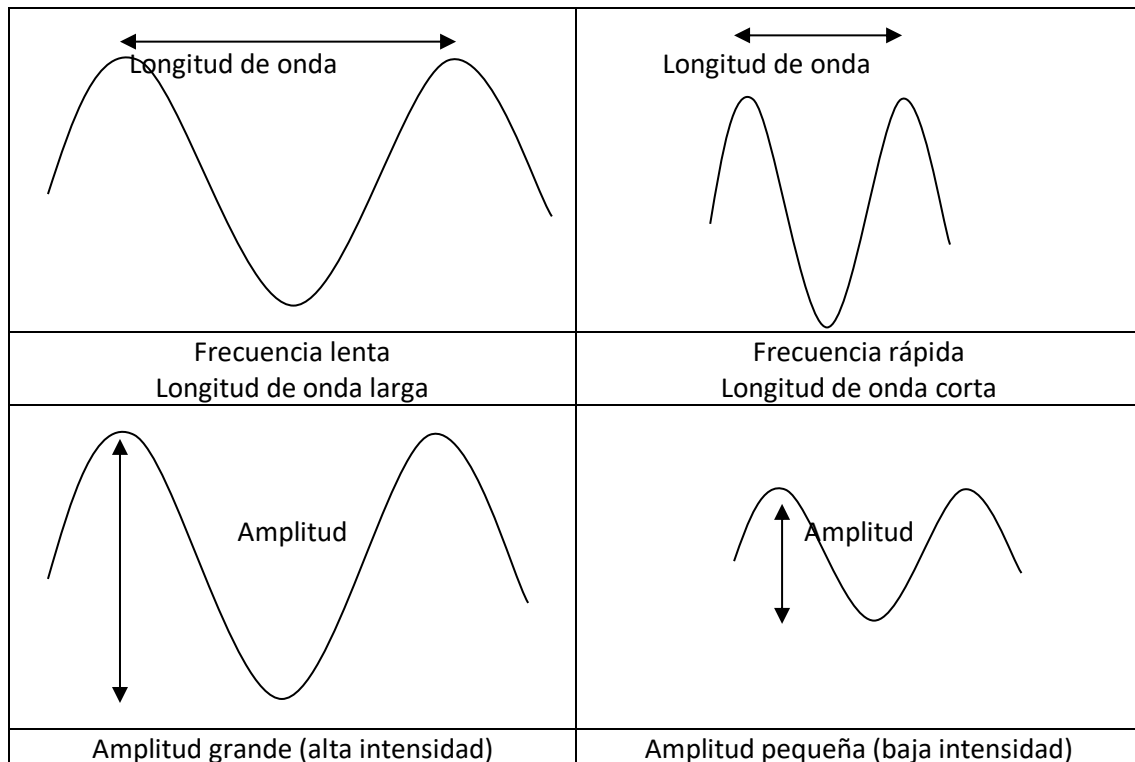


Figura 1. Tipos de onda según su morfología.

- **Frecuencia.** Se mide en ciclos (fragmento de onda comprendido entre dos puntos iguales de su trazado) por segundo. 1 Hertzio (Hz) = 1 ciclo/segundo. Los ecógrafos utilizan frecuencias entre 1 y 20 Megahertzios (MHz)= 1.000.000 y 20.000.000 ciclos/segundo. Según la frecuencia se determina la profundidad a las que llegan los US (*Tabla I*): a mayor frecuencia menor penetración en los tejidos, pero mayor calidad de la imagen.
- **Amplitud:** intensidad del sonido. Sería el tamaño de la onda en el espacio. Y en la imagen se expresa como más o menos intensidad de blanco (ecogénico).
- **Velocidad de propagación:** la longitud de onda (λ) y la frecuencia (f) se relacionan con la velocidad (v) según la fórmula: $\lambda = v/f$. Para una misma velocidad del sonido, la longitud de onda es inversamente proporcional a la frecuencia. La velocidad de propagación del sonido en un medio depende de la concentración de partículas (densidad). La impedancia se define como la resistencia al paso de los US y se calcula multiplicando velocidad por densidad en el tejido (*Tabla II*).

Tabla I

	Frecuencia (MHz)	Penetración (cm)	Calidad/definición de imagen	Utilidad
Alta frecuencia	> 5	< 5	Alta	Estructuras superficiales: vasos, músculos
Baja frecuencia	1-5	>5	Baja	Órganos profundos: tórax, abdomen

Tabla II

TEJIDO	VELOCIDAD (m/s)	DENSIDAD (g/cm ²)
Grasa	1470	0,97
Músculo	1568	1,04
Órganos (hígado)	1540	1,05
Hueso	3600	1,7
Agua	1492	0,99
Aire	332	0,001

Por otro lado, la zona de contacto entre dos medios que transmiten el sonido se conoce como interfase. El sonido se propaga a través de los diferentes medios del organismo y al atravesar a las interfases, las ondas (“ecos”) experimentan diferentes fenómenos físicos:

- **Atenuación:** los tejidos van transformando parte de la energía cinética de la onda en energía térmica y va perdiendo amplitud. A mayor frecuencia y mayor impedancia de los tejidos la atenuación es mayor y, por tanto la penetración es menor.
- **Reflexión:** cuando la onda llega a las interfases se ve reflejada según el ángulo de incidencia. Se produce mayor reflexión cuanto mayor es la diferencia de impedancia acústica de los tejidos.



- **Refracción:** las interfases producen variación en la dirección de las ondas que siguen atravesando los tejidos.
- **Bioefectos:** los US como onda de energía mecánica puede generar efectos mecánicos (cavitación: generación, crecimiento, vibración y colapso de microburbujas en los tejidos) y efectos térmicos sobre los tejidos. Se piensa que todos ellos son mínimos.

Los fenómenos físicos de refracción y reflexión son mayores cuanto mayor es la diferencia de impedancia de los tejidos (*Tabla III*) y cuanto menos perpendicular sea el haz de incidencia de los US. Debe mantenerse el haz de US lo más perpendicular posible al objeto que queremos explorar para que se produzcan menos artefactos.

Tabla III

INTERFASES	% REFLEJADO
Grasa/Músculo	1,1
Grasa/Órganos	0,6
Grasa/Hueso	50
Partes blandas/Aire	99
Partes blandas /Agua (Gel)	0,2

IMAGEN ECOGRÁFICA:

ASPECTOS GENERALES:

Los US en Medicina se utilizan gracias al efecto piezoeléctrico descubierto por los hermanos Curie a mediados del siglo XIX. Al pasar una corriente eléctrica por un cristal se produce una vibración que genera un haz de US.

Los ecógrafos tienen tres partes diferenciadas: transductor, unidad de procesamiento y pantalla. Los transductores tienen cristales con propiedades piezoeléctricas que emiten haces de ultrasonidos a modo de pulsos en una fase; y en otra fase captan los US reflejados por los tejidos y los remiten a una unidad de procesamiento del ecógrafo que genera una imagen en la pantalla.

Dependiendo de la amplitud de la onda que se recibe en el transductor, la imagen ecográfica se va formando con distinta tonalidad según una escala de grises (más ecogénico o brillante cuanto más amplitud vuelva al transductor; *Figura 2*).

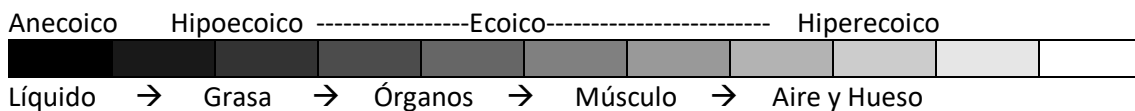


Figura 2. Imagen ecográfica en función de la amplitud de onda.

Y determinando el tiempo de transmisión del sonido (desde que se emite hasta que se recibe), la unidad de procesamiento calcula la profundidad de los diferentes tejidos.

La calidad de la imagen en la pantalla depende de la resolución de contraste (diferencia entre grises) y de la resolución lineal (discriminación de puntos separados) y se divide en resolución axial (distinguir objetos en la dirección del haz de US: cuanto más frecuencia, mayor resolución



axial) y lateral (distinguir objetos a ambos lados del haz de US: mejor cuanto más estrecha sea la anchura de pulso en la zona focal).

ARTEFACTOS

Son imágenes no reales que se visualizan en la imagen ecográfica como consecuencia de las alteraciones del haz de US, en la intensidad y trayectoria, producidas al atravesar estructuras con diferentes propiedades.

Forman parte de la imagen sin corresponder a la anatomía real. Hay que conocerlas para evitar errores de interpretación aunque, en ocasiones, nos pueden ayudar a identificar ciertas estructuras:

Sombra acústica posterior (Fig. 3).

Es una zona sin ecos (negra) que aparece detrás de estructuras que reflejan todos los US (hueso, calcio, metal).

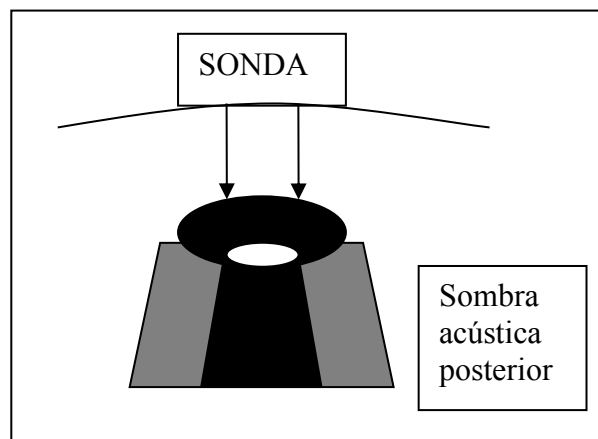


Figura 3. Sombra acústica posterior.

Refuerzo acústico posterior (Fig. 4).

Es una zona hiperecogénica que aparece detrás de una estructura anecoica (líquidos).

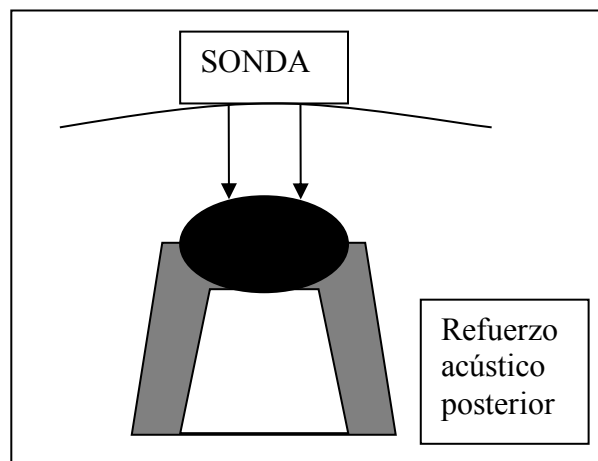


Figura 4. Refuerzo acústico posterior.

Artefacto de cola de cometa (Fig. 5).



Es una zona hiperecogénica en la misma dirección del haz de ultrasonidos en forma de “rayo laser” o “cometa”, que se produce detrás de una interfase muy ecogénica (pleura y peritoneo). Cuando se observan en la ecografía pulmonar se llaman también línea B.

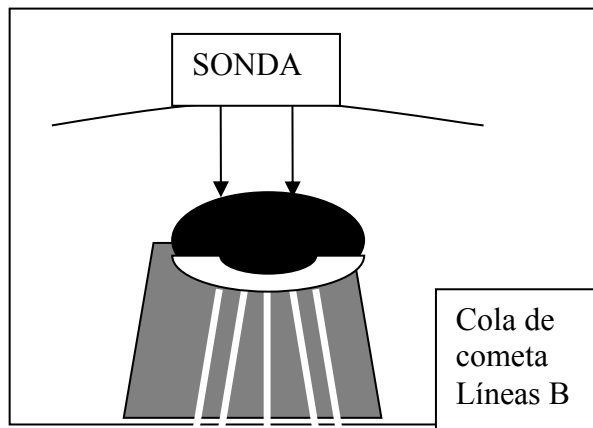


Figura 5. Colas de cometa.

Reverberación (Fig. 6).

Se ven imágenes hiperecogénicas lineales paralelas perpendiculares al haz de US, que se producen cuando rebotan en una interfase muy reflectante y no son captados totalmente por el transductor, sino que vuelven a rebotar en este y en la interfase reflectante hasta agotar toda la energía. Se suelen ver en interfaces que separan sólido y gas como pulmones y tubo digestivo. Se llaman también líneas A.

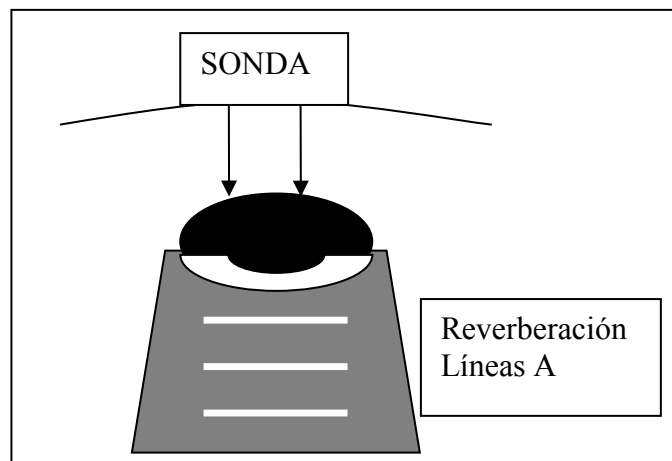


Figura 6. Artefacto de reverberación.

Artefacto en espejo (Fig. 7).

Se ve una imagen especular de una estructura real en otra localización. Aparece cuando los ultrasonidos inciden sobre una estructura curvilínea (diafragma) con cierta angulación y no totalmente perpendicular. Algunos US varían su trayectoria al volver al transductor rebotando contra otras estructuras y crean una falsa imagen especular de la estructura que estamos examinando.

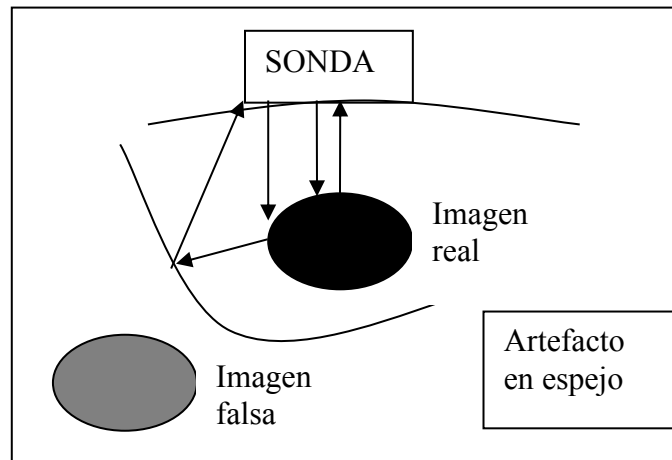


Figura 7. Artefacto en espejo.

Anisotropía.

Una estructura anisotrópica es aquella que muestra propiedades diferentes dependiendo de la dirección del haz de US. La estructura más característica con esta propiedad son los tendones: si el haz incide oblicuamente se aumenta el contraste de la imagen pudiendo distinguir los tendones de la grasa circundante.

MODOS DE IMAGEN ECOGRÁFICA:

La mayor parte de ecógrafos disponibles en la actualidad para ser utilizados en la ecografía en el punto de cuidado, disponen de varios modos de imagen con diferentes aplicaciones clínicas. Los modos de imagen más comúnmente utilizados son:

- **Modo bidimensional: (Modo B o Modo 2D)**

Consiste en la generación de una imagen bidimensional a partir de las señales recibidas por la sonda. Esta imagen se corresponde con el plano que constituyen los haces de US emitidos por cada uno de los cristales piezoeléctricos alineados a lo largo de la superficie de la sonda.

La imagen obtenida está constituida por una escala de grises que definen la diferente atenuación a los US ofrecida por el tejido subyacente. Así las áreas de tejido con mayor atenuación de los US serán representadas en la imagen con un color más blanco al ser reflejados y las áreas de menor atenuación serán representadas con colores más oscuros reflejando un mejor paso de los US a su través.

La imagen ofrecida por el ecógrafo es generada empleando cada uno de los pulsos de ultrasonidos emitidos por los cristales de la sonda, permitiendo obtener una imagen bidimensional. La secuenciación de cada una de las imágenes obtenidas en el tiempo

nos permite obtener imágenes dinámicas en lugar de estáticas como si de un video se tratase.

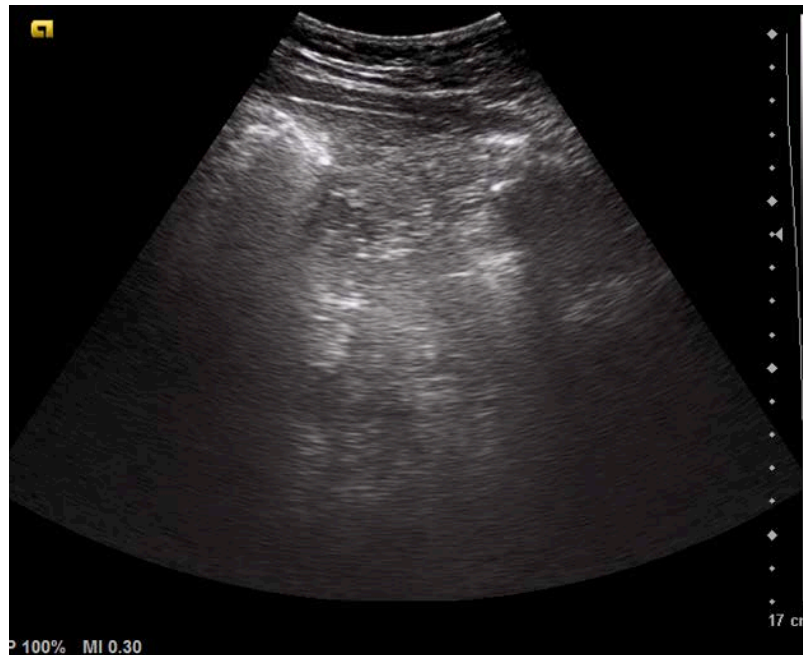


Figura 8. Imagen modo B o 2D.

- Modo de movimiento (Modo M):

La imagen generada por el modo M consiste en la representación a lo largo del tiempo de la señal emitida y recibida por uno solo de los cristales de la sonda. Esta imagen no es una imagen bidimensional sino que representa la variación en la atenuación a los US que se produce en un solo haz de US a lo largo del tiempo.

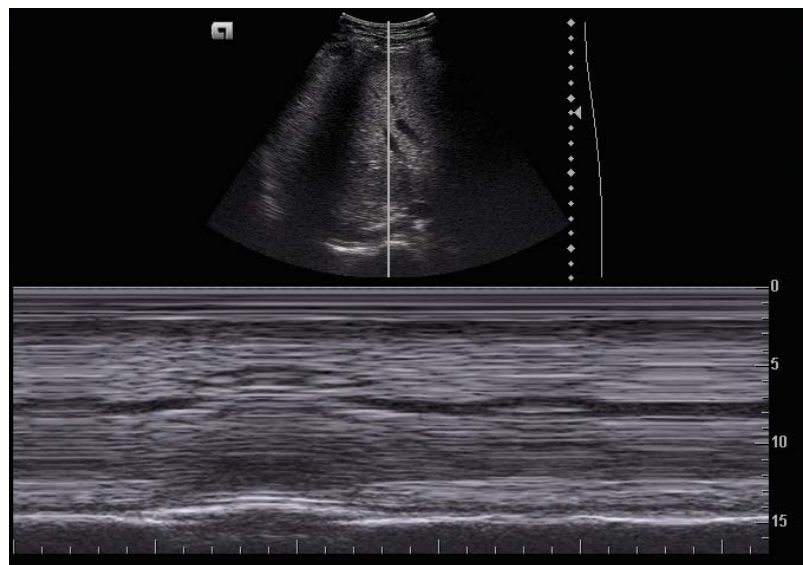


Figura 9. Imagen modo M.

- Modos Doppler:

La generación de imágenes en los diferentes modos de ecografía doppler existentes se basa en los cambios que se producen en la frecuencia de los haces de US emitidos por el transductor con respecto a los reflejados por el tejido, cuando estos son reflejados por pequeñas partículas en movimiento.

Cuando el haz de US rebota contra una estructura estática el haz reflejado conserva la misma frecuencia con la que fue emitido; sin embargo cuando el haz de US es reflejado por una estructura en movimiento su frecuencia cambia aumentando o disminuyendo según se acerque o se aleje del transductor. Estos cambios de frecuencia se relacionan con la velocidad de la partícula en movimiento por lo que el ecógrafo puede calcular la velocidad de ésta.

La utilización del efecto doppler en la imagen ecográfica da lugar a varios modos de imagen:

- Doppler color (Fig. 10): sobre una imagen bidimensional, asigna un color de una escala predefinida al flujo observado según su dirección y velocidad. Permite evaluar de forma cualitativa el movimiento.

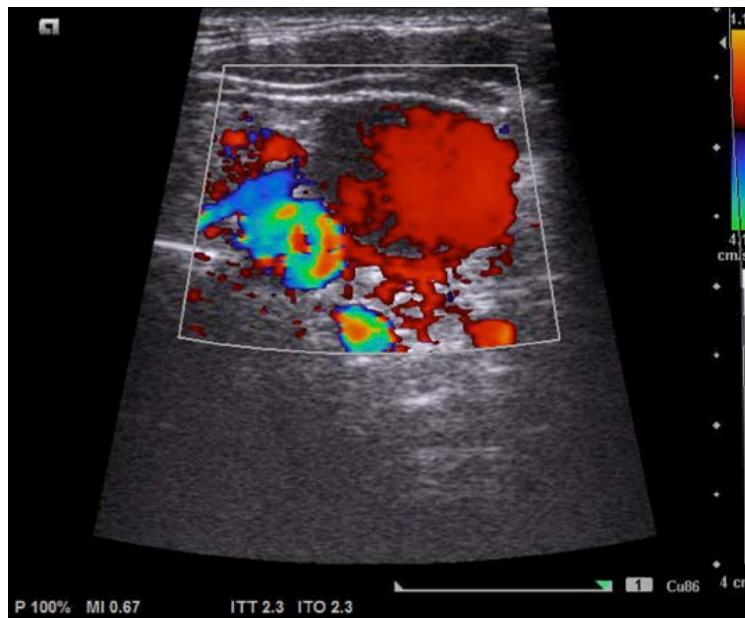


Figura 10. Imagen modo 2D con doppler color.

- Power color doppler: establece la presencia de movimiento sobre una imagen de manera cualitativa pero solo emplea un color. No permite evaluar cual es la dirección ni la velocidad del flujo pero es capaz de detectar flujos de menor velocidad que el modo doppler color.
- Doppler pulsado: genera una gráfica en la que se representa la velocidad de flujo existente en un punto concreto de la imagen bidimensional en relación con el tiempo. Hay que recordar que es importante corregir el ángulo de insonación en ese punto para que se corresponda con la dirección del flujo que queremos medir (idealmente alinearse a 15° o menos).



Figura 11. Doppler pulsado (parte inferior de la imagen).

- Doppler continuo: Se emplea para la medición de velocidades mucho más altas que el doppler pulsado. En este modo el transductor en lugar de enviar pulsos de US envía y recibe US de manera continua. La velocidad del flujo es medida a lo largo del haz de US y no solo en un solo punto.

EL ECÓGRAFO EN LA UCIP:

En la actualidad existen múltiples dispositivos ecográficos con características muy diversas. Resulta difícil establecer unas recomendaciones claras al respecto de las características ideales que debería tener un aparato de ecografía para su uso en una unidad de cuidados intensivos pediátricos (UCIP).

Parece claro que asegurar una imagen bidimensional de buena calidad es importante y que la existencia de modos adicionales como el doppler y el modo M aumentan claramente el número de aplicaciones clínicas disponibles. El pequeño tamaño y la transportabilidad del equipo, así como un tiempo de encendido reducido pueden ser características muy positivas en este ámbito.

Controles básicos del ecógrafo para su uso en UCIP:

- Botón de encendido y apagado: el ecógrafo suele tener claramente identificado un botón en el que se enciende y apaga. Algunos ecógrafos cuentan con un modo de espera en el que no queda apagado completamente y que facilita un menor tiempo de encendido que puede ser muy útil en situaciones de emergencia.

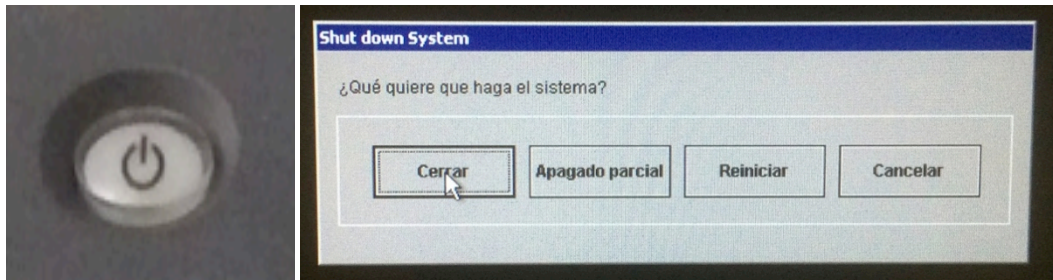


Figura 12. Botón de encendido.

- Selección de paciente e introducción de datos: la mayor parte de ecógrafos cuentan con la posibilidad de almacenar las imágenes y videos obtenidas. Esto permite su revisión de manera diferida y puede facilitar el control evolutivo de ciertas patologías. Es importante antes de iniciar la exploración ecográfica registrar los datos del paciente al que pertenecen las imágenes. En algunos casos también es posible introducir los datos del paciente a posteriori.

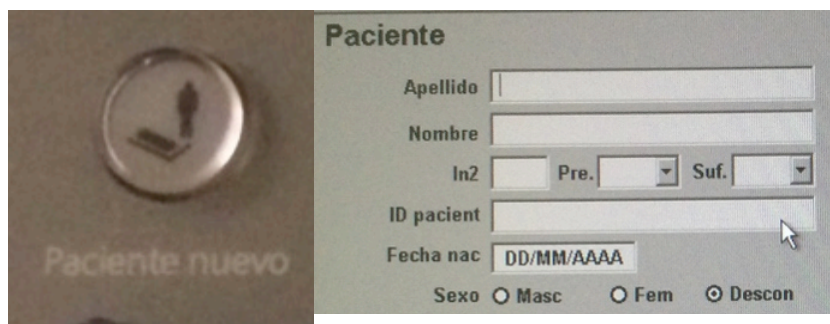


Figura 13. Introducción de datos del paciente

- Tipos de examen (presets o configuraciones preestablecidas): algunos ecógrafos cuentan con configuraciones preestablecidas que optimizan las características de las imágenes en función del tipo de estudio que vayamos a realizar. Esto facilita el que el usuario no tenga que configurar algunos parámetros técnicos de mayor complejidad.
- Botón de selección del transductor: si el ecógrafo cuenta con la capacidad de tener conectadas varias sondas al mismo tiempo debe tener un botón que permita elegir cual es la que vamos a utilizar. Algunos ecógrafos portátiles cuentan con sondas intercambiables que se conectan a un único puerto de conexión y para cambiar de una sonda a otra solo es necesario desconectar una y conectar la otra.



Figura 14. Selección de transductor.

- Selección de la posición del transductor: la imagen ecográfica cuenta habitualmente con una marca que nos permite identificar cual es la relación entre la posición del transductor y la posición de la imagen en pantalla. La mayor parte de ecógrafos cuentan con la posibilidad de modificar la posición de esta marca o muesca (arriba/abajo y derecha/izquierda).

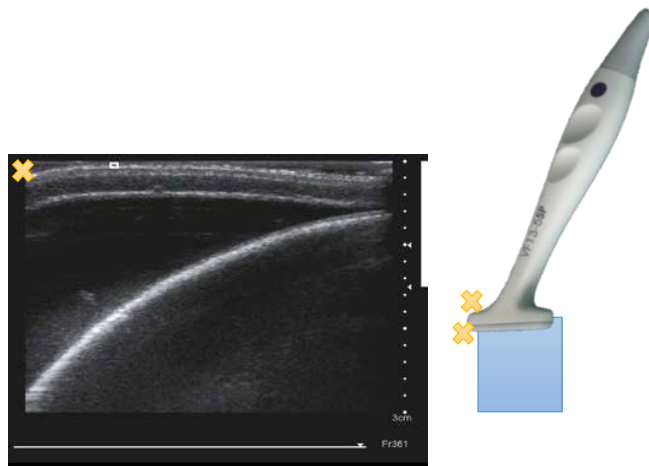


Figura 15. Selección de la posición de la muesca en imagen con respecto al transductor.

- Congelar imagen o pausa: los ecógrafos cuentan con la posibilidad de congelar la imagen que se esta visualizando en pantalla.
- Cineloop: habitualmente los ecógrafos cuentan con la posibilidad de revisar las imágenes obtenidas en un periodo de tiempo determinado (unos segundos) antes de congelar la imagen. Podremos avanzar y retroceder a lo largo de la secuencia de video mediante esta función.
- Guardar imagen/secuencia: la mayoría de ecógrafos cuentan con la posibilidad de almacenar en su memoria las imágenes y secuencias de video obtenidas. Esto facilita su observación de manera diferida y como hemos dicho previamente posibilita el control evolutivo. Es importante por ello que la exploración realizada contenga los datos identificativos del paciente.



Figura 16. Botones para congelación y almacenamiento de imágenes y secuencias.

- Selección de modos de imagen: habitualmente cada ecógrafo cuenta con una serie de botones que permiten ir alternando entre los diferentes modos de imagen disponibles: 2D o B; color o C, doppler o D y modo movimiento o modo M. Cada modo puede tener de manera específica una serie de teclas o botones relacionados que permitan realizar diferentes configuraciones.

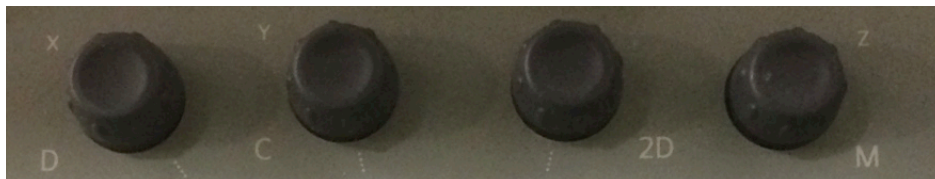


Figura 17. Botones de selección de modo de imagen.

- Profundidad: el botón selector de la profundidad de exploración nos permite definir la profundidad a la que queremos explorar en nuestro paciente. Esto tendrá relación directa con la sonda elegida, de modo que según la sonda que elijamos no podremos superar una profundidad máxima o mínima. Habitualmente la profundidad podemos medirla en una escala existente en uno de los lados de la imagen ecográfica.

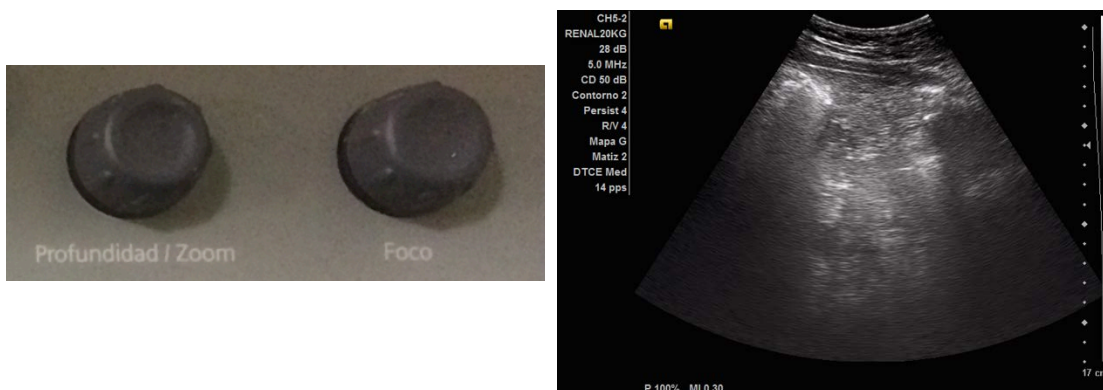


Figura 18. Selección de profundidad de imagen y posición de foco.

- Zoom: algunos ecógrafos disponen de una función que permite ampliar una zona concreta de la imagen. Esto nos permite visualizar de manera más precisa algunas zonas concretas. Hay que tener en cuenta que si empleamos esta función las referencias con respecto a la profundidad y localización de la imagen obtenida no se corresponden con la imagen completa correspondiente a la huella del transductor sino a una zona concreta de esta por lo que debemos emplearla con cautela cuando estemos realizando exploraciones o técnicas que requieran claras referencias espaciales.
- Foco: algunos ecógrafos nos permiten establecer la posición del foco del haz de US en la imagen estableciendo un área de mejor resolución a una profundidad concreta. Existen ecógrafos que también permiten establecer varios focos con diferente posición al mismo tiempo. La posición del foco aparece habitualmente marcada en la escala de profundidad lateral de la imagen mediante una muesca que establece la profundidad a la que se encuentra.
- Ganancia: La función de regulación de ganancia nos permite aumentar o disminuir el brillo de la imagen. Debemos de aumentarla cuando tengamos zonas oscuras o disminuirla cuando tengamos zonas demasiado brillantes. Existen algunos ecógrafos que permiten regular la ganancia a diferentes niveles de profundidad a través de la función de compensación ganancia de tiempo (TGC); habitualmente este control tiene forma de unas palancas que se mueven a lo largo de líneas paralelas horizontales que representan las diferentes profundidades. Esta función también se denomina ganancia sectorial.

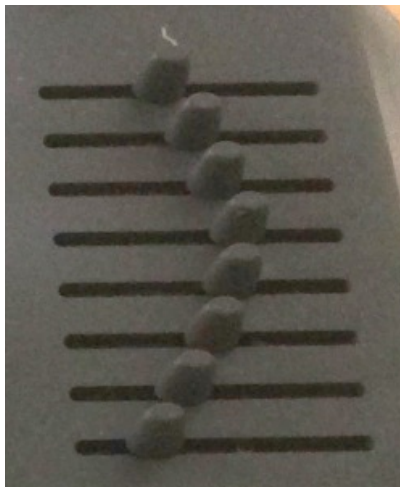


Figura 19. Barras de ajuste de ganancia a distintas profundidades (ganancia sectorial)

- Controles específicos del modo doppler y color:
 - Ángulo de insonación: la obtención de una curva de velocidad de flujo en relación con el tiempo a través del modo doppler se ve influenciada por el ángulo existente entre el haz de US y la dirección de flujo. Cuando vayamos a obtener una de estas curvas es necesario corregir el ángulo para que coincidan ambos. Esto lo haremos con un botón que permite modificar el ángulo de exploración.

- Tamaño de la ventana de muestreo: para estudiar la velocidad de flujo en un punto concreto, debemos colocar el cursor que indica la zona que va a ser evaluada sobre la posición deseada en nuestra imagen bidimensional. Podemos en algunos aparatos modificar el tamaño de esta zona explorada aumentándolo o disminuyendo para que englobe de la manera más precisa posible todo el flujo del vaso.
 - Frecuencia de repetición de pulsos (PRF): es la frecuencia a la que envía el transductor los pulsos de US que luego recoge al ser rebotados por el tejido insonado. Determina la escala de velocidad de flujo que estamos escaneando. Emplearemos PRF elevados para velocidades de flujo elevadas.
 - Ganancia de modo Doppler: la mayor parte de ecógrafos nos permiten establecer mayor o menor intensidad de color a los flujos observados. Si establecemos una ganancia de color demasiado elevada podemos objetivar el fenómeno de ruido o Aliasing en el que aparece imagen de color en zonas en las que no existe flujo realmente.
- Controles del Modo M:
 - Posición del haz de US: la exploración mediante el modo M requiere establecer la posición del haz de US que queremos explorar con respecto a la imagen bidimensional. Una vez establecida la posición normalmente hay que pulsar un botón de confirmación.

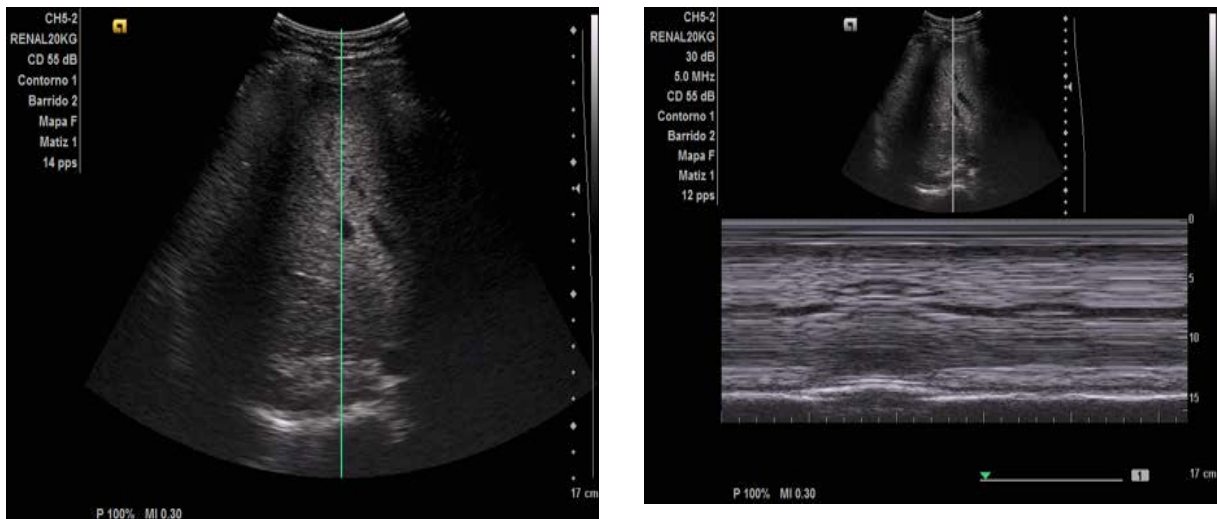


Figura 20. Imagen en modo B con colocación de la posición del haz de ultrasonidos. Imagen en modo M a la derecha.

Sondas más utilizadas en ecografía en el punto de cuidado en pacientes críticos:

Existen múltiples transductores o sondas para diferentes aplicaciones clínicas ecográficas. Generalmente utilizaremos dos o tres transductores diferentes para las aplicaciones típicas de las UCIP. Además el tamaño de los pacientes pediátricos nos permite en ocasiones dotar a los transductores de una elevada versatilidad puesto que transductores ideados para estudios de poca profundidad nos permiten alcanzar una mayor profundidad en los pacientes de menor tamaño.



En general las sondas ecográficas las clasificamos según la forma del haz de US que generan y según su frecuencia, lo que condicionará de manera determinante la profundidad y la resolución alcanzada:

- Las sondas de mayor frecuencia permiten exploraciones con mayor resolución pero sin embargo la mayor atenuación del ultrasonido a estas frecuencias condiciona una menor penetrancia y por tanto menor capacidad de explorar estructuras profundas.
- Las sondas de baja frecuencia permiten explorar a mayores profundidades pero ofrecen una menor resolución.

La siguiente tabla resume las características típicas de las sondas más frecuentemente empleadas en cuidados intensivos.




Sonda	Lineal	Convex	Sectorial
Frecuencia	Alta (5-12 mHz)	Baja (2-5 (mHz)	Baja
Profundidad	Baja (10 cm)	Alta (20-30 cm)	Alta (20-30 cm)
Imagen			
Aplicaciones	Estudios vasculares Pleura Piel y tejidos blandos Ojos	Abodmen Tórax Neuro-eco	Ecocardiografía Tórax Neuro-eco

Tabla IV. Sondas más comúnmente empleadas, imagen generada y aplicaciones fundamentales.

Cuidados del ecógrafo:

La utilización continuada de los aparatos de ecografía somete a estos dispositivos a un elevado desgaste. Es imprescindible tener en cuenta una serie de medidas para evitar su deterioro:

- Retirada del gel sobrante de las sondas tras las exploraciones: como medida de higiene y para proteger el ecógrafo es necesario retirar el gel sobrante al finalizar las exploraciones. Para ello emplearemos preferentemente paños de papel y evitaremos el empleo de paños con fibra y productos abrasivos que puedan dañar las superficies de las sondas.
- Para la limpieza y desinfección del aparato y las sondas debemos emplear los productos recomendados por cada fabricante evitando productos abrasivos que puedan dañar las superficies de las sondas y del ecógrafo. En general evitaremos el uso de alcohol.
- Es necesario tener especial precaución con las sondas de exploración pues son probablemente la parte del equipo más expuesta a daño. Es necesario evitar que las ruedas de los ecógrafos pasen por encima de los cables de las sondas y que estas puedan



caer al suelo. Para ello la mayor parte de ecógrafos cuentan con puntos de anclaje para las sondas y sus cables.

- Dado que el ecógrafo y sus sondas van a entrar en contacto con los pacientes y su entorno, hay que tener en cuenta la posibilidad de transmisión de gérmenes de unos pacientes a otros. Por ello siempre limpiaremos el equipo y las sondas después de entrar en contacto con cada paciente.

Bibliografía:

- C. Pineda, M. Macías, A. Benal. Principios físicos básicos del ultrasonidos. Investigación en Discapacidad. 2012. Vol 1. pp 25-34.
- G. García de Casasola, J. Torres Macho. Principios físicos. Manual de Ecografía Clínica. SEMI. 2008. pp 6-19.
- N. Díaz-Rodríguez, R.P. Garrido-Chamorro y J. Castellano-Alarcón. Ecografía: principios físicos, ecógrafos y lenguaje ecográfico. SEMERGEN. 2007; 33 (7): 362-369.
- V. E. Noble, B. Nelson, A. Nicholas Sutingco. Fundamentals. Manual of Emergency and Critical Care Ultrasound. Cambridge Medicine. 2007. pp 1-18.
- T. Villén, F. Roldan y R. Campo. Introducción. Principios Físicos. Introducción a la ecografía en urgencias. 2011. Semes Madrid. Pp 1-11.
- M. Boivin. Basic Operation of an ultrasound machine. Point of care ultrasound. De N. J. Soni, R. Arntfird, P. Kory. Ed. Elsevier Health Siences. 2014.
- A.T. Chiem. Transducers. Point of care ultrasound. De N. J. Soni, R. Arntfird, P. Kory. Ed. Elsevier Health Siences. 2014.

