

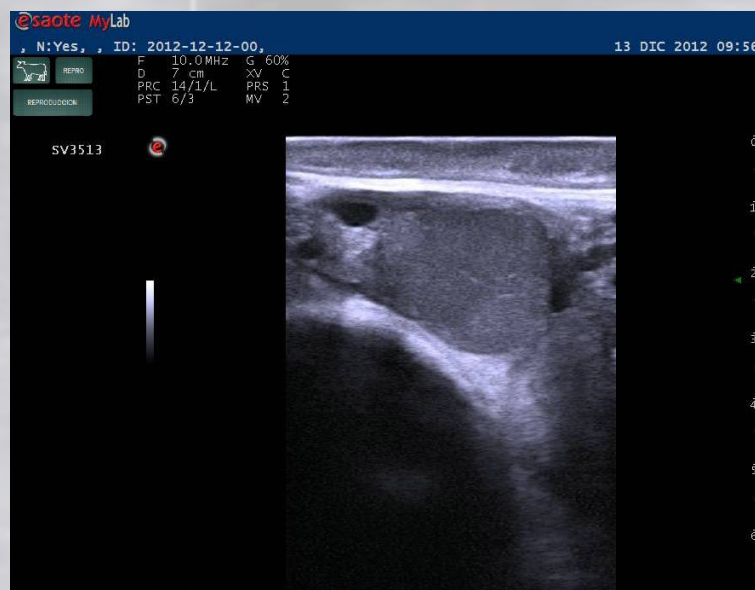
CAPÍTULO 1: BASES DE LA ECOGRAFÍA

FICHA 2:

- **FORMATOS DE IMAGEN**
 - A
 - B
 - M
 - 3D
 - Doppler
- **INTERACCIÓN DE LOS SONIDOS CON LOS TEJIDOS**
 - Reflexión.
 - Refracción.
 - Dispersión.
 - Absorción.
- **ADQUISICIÓN DE IMÁGENES**

A: - Modo A (Amplitud): se utiliza un solo haz de ultrasonidos y la información recogida es representada en gráficas. El eje vertical representa la distancia y el eje horizontal la amplitud de los ecos. Ofrece poca información y prácticamente no se utiliza.

B: Modo B (Brillo): es el formato más utilizado y conocido. Se utilizan múltiples haces emitidos secuencialmente y se obtienen imágenes bidimensionales en movimiento. El brillo del punto es proporcional a la amplitud del eco y la posición, al tiempo de recepción. El conjunto de los puntos reproduce un corte anatómico de la región examinada.



M: Modo M (Movimiento): se trata de una variante del modo B en la que se utiliza un solo haz de ultrasonidos. Se obtienen imágenes unidimensionales en movimiento. A lo largo de la línea que representa el haz ultrasónico se observarán los ecos como puntos de brillo de distinta intensidad, siendo la distancia también proporcional al tiempo que tardan en ser recibidos. Esta línea de puntos es presentada en el monitor de forma continua a lo largo del tiempo, avanzando la imagen.

FORMATOS DE IMAGEN

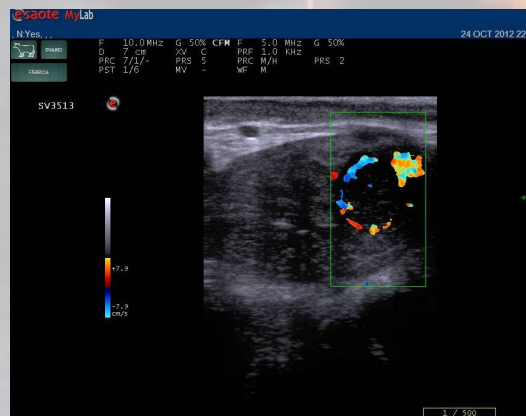
3D: Es la evolución del modo B en el que la imagen de los órganos o tejidos se representa en tres dimensiones. Existen dos formas de conseguir esto:

Doppler: Permite el estudio de la vascularización de los diferentes órganos y tejidos y se combina tanto con el modo B como con el 3D. Existen diferentes tipos:

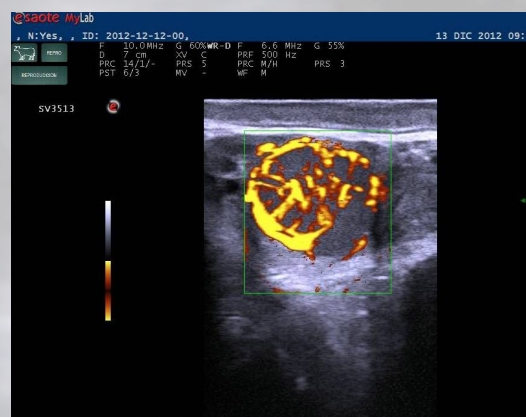
Manual: obteniendo numerosas imágenes 2D del objeto de estudio mediante movimientos de traslación y rotación del transductor. Las imágenes obtenidas se almacenan y se procesan posteriormente mediante un programa informático.

Automático: un transductor especial realiza la recogida de las imágenes por sí solo sin que el operador tenga que mover el transductor. La calidad de estas imágenes es superior a las obtenidas por el método manual.

Doppler Color: se representan tanto la velocidad como la dirección de la circulación sanguínea o el movimiento. Tradicionalmente el flujo que se aleja de la sonda se colorea en rojo (arterial) y el que se acerca en azul (venoso). La intensidad del color traduce el grado de cambio de frecuencia y la magnitud de la velocidad del flujo.



Power Doppler: Doppler de poder, también denominado de potencia o de energía, muestra tan sólo la magnitud del flujo y es mucho más sensible a los flujos lentos. A diferencia de la ultrasonografía vascular, en la aplicación reproductiva, la información sobre la velocidad y dirección del flujo es de menos utilidad, por lo tanto, el Doppler de poder generalmente resulta ser una técnica más útil que la del Doppler color. La principal ventaja del Doppler de poder es que es más sensible para detectar los ecos en zonas de baja perfusión.



INTERACCIÓN DE LOS SONIDOS CON LOS TEJIDOS ORGÁNICOS.

Los ultrasonidos emitidos por el transductor viajan a través de los tejidos y los reflejos de los mismos son los que nos permitirán obtener la imagen posterior. La generación de imágenes por ultrasonidos depende de la intensidad de los ecos que vuelven a la sonda. A medida que los ultrasonidos profundizan en los tejidos se reduce su intensidad, esto se denomina atenuación. La propagación del sonido a través del medio causa pérdidas sucesivas de la intensidad como consecuencia de la absorción (transformación en calor), dispersión y reflexión. La atenuación del haz ultrasónico está directamente relacionada con la frecuencia de la onda, siendo mayor a medida que aumentamos la frecuencia ($\text{Atenuación (dB)} = \text{Frecuencia (MHz)} \times \text{Distancia (cm)}$).

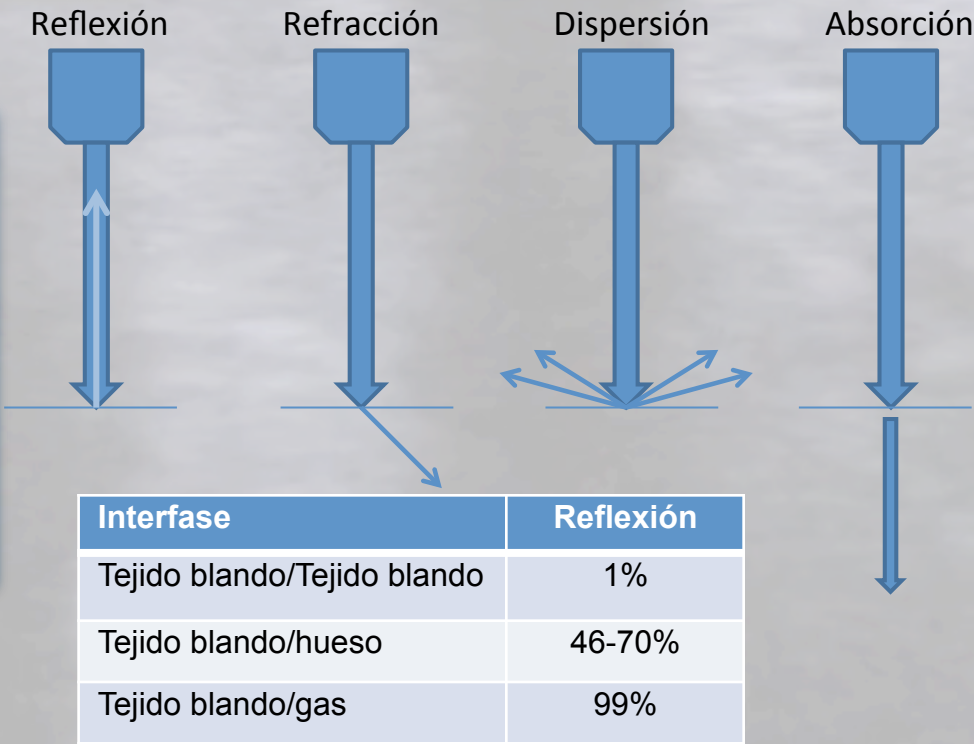
Reflexión: La reflexión de las ondas ultrasónicas (eco) se produce cuando éstas pasan de un tejido determinado a otro de diferente impedancia acústica. La superficie de contacto entre ambos se denomina “interfase acústica”. La diferencia de densidad que existe entre los tejidos a cada lado de la interfase determina la cantidad de ondas que son reflejadas. Generalmente, los ecos que ofrecen más información se producen en interfases de escasa diferencia de densidad (1 % o menos), Pero existen interfases en las que la diferencia es tan grande que bloquean el paso de los US, como ocurre con el gas y el hueso,

Refracción: cambio de dirección de las ondas ultrasónicas. Estas ondas se pierden al no volver al transductor, lo que contribuye a la atenuación,

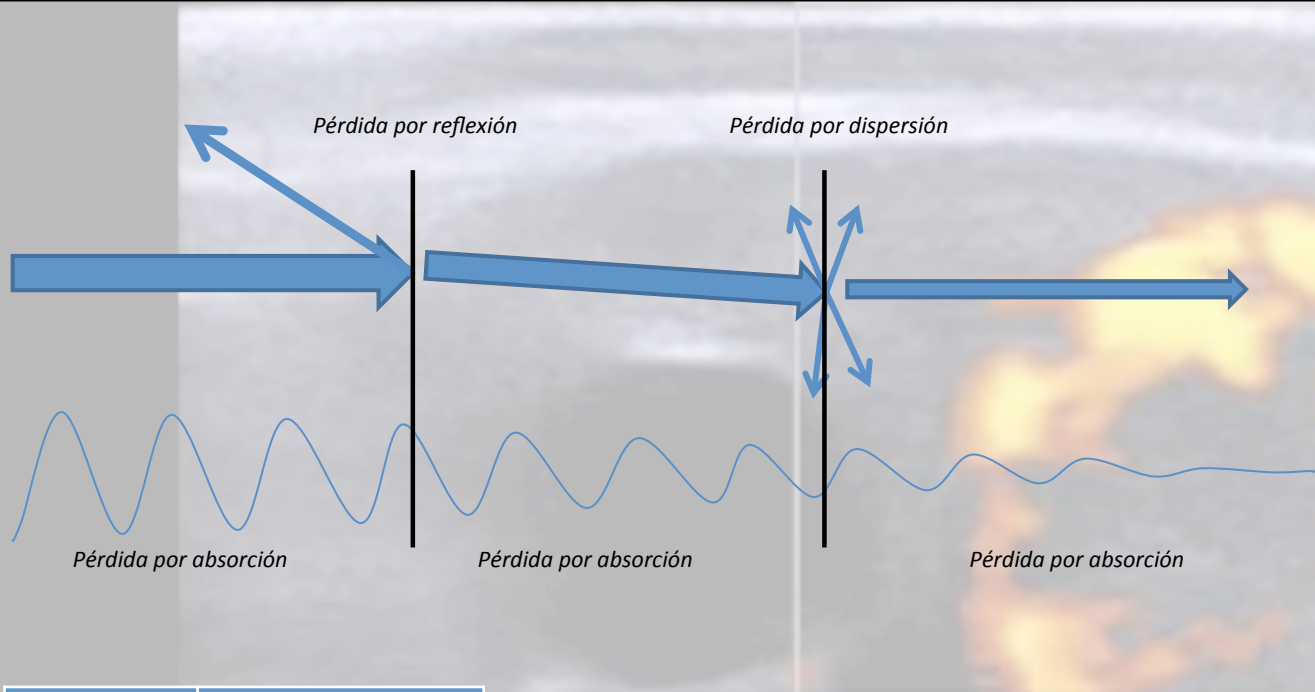
Dispersión: reflexión de ecos en múltiples direcciones cuando los US chocan con una superficie pequeña e irregular.

Absorción: Es uno de los principales mecanismos que producen la atenuación de la onda sónica en un medio. Ello es debido a que la energía es absorbida por los tejidos y convertida en calor, produciéndose una pérdida constante de intensidad. La cantidad de energía absorbida durante la propagación de la onda depende de los siguientes factores: distancia recorrida, coeficiente de atenuación del tejido y frecuencia de la onda.

La **impedancia acústica (Z)** es la resistencia al movimiento vibratorio, es decir, la resistencia a la propagación de la onda sonora. La impedancia acústica de un medio es el producto de la densidad (g/cm^3) por la velocidad de propagación del sonido en ese medio. En los tejidos de partes blandas, la velocidad de transmisión del sonido es, prácticamente, constante, por lo que la impedancia depende de la densidad del medio.



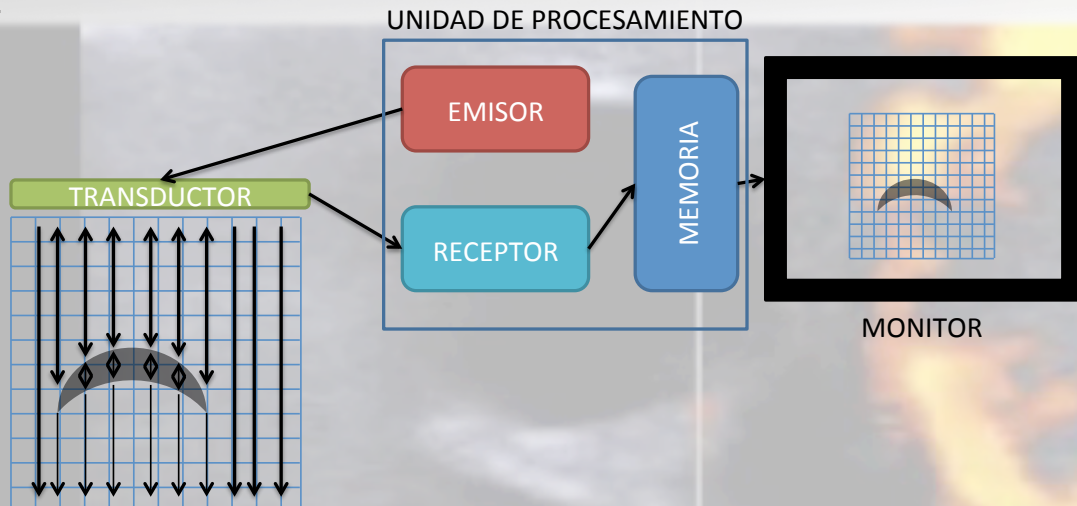
INTERACCIÓN DE LOS SONIDOS CON LOS TEJIDOS ORGÁNICOS.



Tejido	Coeficiente de atenuación (dB/cm a 1MHz)
Agua	0.002
Sangre	0.18
Grasa	0.65
Musculo	1.5-3.5
Hueso	5.0

En relación con la atenuación es importante conocer el concepto de TGC o Time Gain Compensation (Compensación Tiempo Ganancia). Se trata de la capacidad del ecógrafo de compensar la atenuación amplificando los ecos procedentes de interfaces lejanas, para poder obtener así imágenes homogéneas. Esto resulta de particular importancia a la hora de valorar órganos voluminosos, como puede ser el hígado.

El emisor del ecógrafo emite impulsos eléctricos que son transformados en los cristales piezoeléctricos en ultrasonidos. Los ultrasonidos emitidos por los cristales del transductor penetran en el paciente y se reflejan en los diferentes órganos y tejidos que van atravesando, emitiendo ecos que vuelven al transductor. Estos ecos son recibidos por los mismos cristales piezoeléctricos y transformados en impulsos eléctricos que tras pasar por el receptor se mostraran en el monitor como puntos de brillo, más o menos intensos en función de la cantidad de ecos recibidos.



En el caso del Doppler, a la hora de procesar los datos, se incluye una variable más que es la frecuencia del eco. Cuando un haz de ultrasonidos de una frecuencia conocida encuentra un objeto en movimiento (en nuestro caso, un flujo de eritrocitos) que se desplazan a una velocidad determinada, una parte de los ultrasonidos es reflejada hacia el transductor con una frecuencia modificada, superior si la interfase se aproxima, e inferior si se aleja. Por lo tanto, la medida de este aparente cambio de frecuencias, entre el emisor y el receptor, permite evaluar la velocidad y dirección de los flujos sanguíneos. El Doppler depende del ángulo de insonación (ángulo con el que incide el haz de ultrasonidos en el vaso sanguíneo), éste debe ser adecuado para detectar el flujo. Esta técnica no puede detectar el flujo cuando es perpendicular al haz de ultrasonidos.

